

**EVALUACIÓN DEL EFECTO DE LA CONSERVACIÓN EN ALCOHOL DE LA
POLIGLACTINA 910 (VICRYL) SOBRE SU FUERZA TENSIL Y
CARACTERÍSTICAS MICROSCÓPICAS.**



Autores:

Yesica Lorena Ramírez Alzate

Katheryn Milady Jiménez Arias

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
MEDICINA VETERINARIA Y ZOOTECIA
PEREIRA**

2016

**EVALUACIÓN DEL EFECTO DE LA CONSERVACIÓN EN ALCOHOL DE LA
POLIGLACTINA 910 (VICRYL) SOBRE SU FUERZA TENSIL Y
CARACTERÍSTICAS MICROSCÓPICAS.**

Trabajo de grado para optar al título de Médicas Veterinarias y Zootecnistas

Autores:

Yesica Lorena Ramírez Alzate

Katheryn Milady Jiménez Arias

Asesor:

Juan Carlos González corrales

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

MEDICINA VETERINARIA Y ZOOTECNIA

PEREIRA

2016

Nota de aceptación

Firma del Evaluador _____

Dr. Juan Carlos González Corrales

CONTENIDO

RESUMEN.....1

1. INTRODUCCIÓN..... 4

2. OBJETIVOS..... 8

2.1 OBJETIVO GENERAL.....8

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....8

3. MATERIALES Y METODOS..... 9

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....11

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....15

AGRADECIMIENTOS.....16

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....17

ANEXOS.....19

EVALUACIÓN DEL EFECTO DE LA CONSERVACIÓN EN ALCOHOL DE LA POLIGLACTINA 910 (VICRYL) SOBRE SU FUERZA TENSIL Y CARACTERÍSTICAS MICROSCÓPICAS.

EVALUATION OF THE EFFECT OF CONSERVATION IN SPIRIT POLYGLACTIN 910 ON HIS STRENGTH TENSILE AND MICROSCOPIC CHARACTERISTICS.

Yesica Lorena Ramírez Alzate¹; Katherine Milady Jiménez Arias¹

Juan Carlos Gonzales Corrales ²

¹ Estudiantes de medicina veterinaria y zootecnia, integrantes del semillero de investigación de pequeños animales; ² Docente del programa de medicina veterinaria y zootecnia, director del semillero de investigación de pequeños animales.

RESUMEN

La medicina veterinaria se divide en dos grandes ramas; la medicina interna y la cirugía. La primera es la encargada de diagnosticar, tratar y prevenir las enfermedades que no requieren de un procedimiento quirúrgico, la segunda es la encargada por medio de operación manual o ayudada por instrumentos para corregir traumas, defectos o problemas médicos. Aunque es común realizar cirugías de emergencia, la mayoría de los procedimientos son electivos en los que predominan las esterilizaciones y la cirugía tegumentaria. Para realizar cualquier procedimiento es necesario contar con instrumentos adecuados, control preciso de la anestesia y tener elementos de corte y síntesis de excelente calidad que garanticen iguales resultados. Uno de los elementos fundamentales en cualquier procedimiento es la sutura; esta debe cumplir con ciertas características como son su resistencia a la tracción además de su esterilidad. La cirugía es la rama de la Ciencias Médicas que resuelve problemas que no se pueden resolver por tratamiento médico. La cirugía se ha valido de diferentes instrumentos para separar tejidos, pero también de elementos para unirlos; dentro de éstos elementos tenemos las suturas, que son cualquier hilo que permita mantener en posicionamiento los tejidos hasta que éstos cumplan su proceso de Cicatrización. Dentro de estos tipos de suturas se encuentra

la Poliglactina 910 (Vicryl), que es una Sutura Sintética absorbible multifilamento cuyo proceso de degradación se da por Hidrólisis perdiendo su fuerza Tensil y sus propiedades microscópicas como la coherencia del grado de separación entre las fibras.

El Objetivo de éste trabajo fue evaluar las características biomecánicas y microscópicas de la poliglactina 910 (vicryl) conservada en alcohol; para ello se conservaron Suturas con medidas de 25 centímetros (cm) de Calibre 0 y calibre 2-0 en alcohol durante 1,2, 3 y 4 semanas y posteriormente fueron evaluadas con Estereoscopio midiendo la separación en Milímetros (mm) y Biomecánicamente por medio de una Máquina de Tracción Universal se medía la Tensión, el tiempo y la carrera; los datos fueron analizados por medio de un programa llamado R estadística, se hizo una primera prueba con un test os hoc para determinar si hubieron o no diferencias, luego se hizo una segunda prueba para determinar entre cuales tiempos difería los resultados. En cuanto a las propiedades microscópicas no se vieron alteradas y no mostraron diferencias entre semanas para ninguno de los dos Calibres, sin embargo en las propiedades biomecánicas, solo se presentó diferencia en la fuerza tensil para ambos calibres; en el calibre 2-0 entre la 1 y 3 semana y en el Calibre 0 entre la 1 y 2 semana. En conclusión, según los resultados obtenidos no se recomienda el uso de este material de sutura conservada en alcohol, ya que al perder su fuerza tensil puede ocasionar problemas en la cicatrización de los tejidos.

PALABRAS CLAVES

Biodegradación, hidrolisis, material de sutura, propiedades biomecánicas.

ABSTRAC

Veterinary medicine is divided into two major branches; Internal medicine and surgery. The first is responsible for diagnosing, treating and preventing diseases that do not require a surgical procedure, the second is responsible for manual operation or aided by instruments to correct traumas, defects or medical problems. Although it

is common to perform emergency surgeries, most procedures are elective in which sterilizations and tegumentary surgery predominate. In order to perform any procedure it is necessary to have adequate instruments, precise control of the anesthesia and to have elements of cut and synthesis of excellent quality that guarantee equal results. One of the fundamental elements in any procedure is the suture; It must meet certain characteristics such as its tensile strength in addition to its sterility. Surgery is the branch of medical science that solves problems that can not be solved by medical treatment. The surgery has used different instruments to separate tissues, but also elements to join them, Inside these elements we have the sutures, which are any thread that allows to keep in position the tissues until they fulfill their cicatrization process. Among these types of sutures is Polyglactin 910 (Vicryl), which is a multifilament absorbable Synthetic Suture whose degradation process is given by Hydrolysis losing its Tensil strength and its microscopic properties as the coherence of the degree of separation between the fibers. The objective of this work was to evaluate the biomechanical and microscopic characteristics of polyglactin 910 (vicryl) preserved in alcohol; For this purpose, Sutures were preserved with measures of 25 centimeters (cm) Caliber 0 and caliber 2-0 in alcohol for 1.2, 3 and 4 weeks and later they were evaluated with Stereoscope measuring the separation in Millimeters (mm) and Biomechanically by means Of a Machine of Universal Traction was measured the Tension, the time and the race; The data were analyzed by means of a program called R statistic, a first test was made with an hoc test to determine if there were differences or not, then a second test was made to determine between which times the results differed. As for the microscopic properties were not altered and did not show differences between weeks for either of the two Gauges, however in the biomechanical properties, only difference in tension was presented for both calibers; in the caliber 2-0 between 1 and 3 weeks and in Caliber 0 between 1 and 2 weeks. In conclusion, according to the results obtained, it is not recommended to use this suture material preserved in alcohol, since losing its tensile strength can cause problems in the healing of the tissues.

KEDWORDS

Biodegradation, hydrolysis, suture material, biomechanical properties.

INTRODUCCIÓN

La medicina veterinaria se divide en dos grandes ramas; la medicina interna y la cirugía. La primera es la encargada de diagnosticar, tratar y prevenir las enfermedades que no requieren de un procedimiento quirúrgico, la segunda es la encargada por medio de operación manual o ayudada por instrumentos para corregir traumas, defectos o problemas médicos. Aunque es común realizar cirugías de emergencia, la mayoría de los procedimientos son electivos en los que predominan las esterilizaciones y la cirugía tegumentaria. Para realizar cualquier procedimiento es necesario contar con instrumentos adecuados, control preciso de la anestesia y tener elementos de corte y síntesis de excelente calidad que garanticen iguales resultados. Uno de los elementos fundamentales en cualquier procedimiento es la sutura; esta debe cumplir con ciertas características como son su resistencia a la tracción además de su esterilidad. Estas características son garantizadas desde el fabricante dado el material del que están hechas, además por el proceso de esterilización. Gran cantidad de materiales de sutura se encuentran disponibles para su uso con características diversas en cuanto a su origen y forma de reabsorción.

La poliglactina 910 (vicryl) es uno de los materiales más utilizados gracias a su alta fuerza tensil, baja contaminación y su amplia aplicación en diversos procedimientos. Este material tiene dentro de sus propiedades ser sintético multifilamento, además de ser reabsorbido por los tejidos por medio de hidrólisis. Las indicaciones técnico científicas, recomiendan desechar los sobrantes del material de sutura una vez terminado el procedimiento por el posible detrimento en sus características físicas, y más importante aún por la pérdida de esterilidad. Debido al alto costo de estos materiales, y a las cantidades sobrantes, se ha convertido en una práctica común reutilizar los hilos de suturas. Uno de los métodos usados ha sido su conservación en medio alcohólico en un intento por disminuir la contaminación bacteriana posterior a su uso. Dado que su absorción se realiza por hidrólisis, es posible que al ser conservado en este medio, el ácido poliglicólico inicie el proceso hidrolítico con la

subsecuente pérdida de su fuerza tensil; además la separación de las fibras, crea un medio con alta capacidad de ser colonizado por bacterias. Aunque el alcohol es una sustancia antiséptica, no tiene la capacidad de esterilizar, solo de disminuir la carga bacteriana.

Se maneja poca información acerca de la conservación de la poliglactina 910 (vicryl) en alcohol por ser una sutura de elevados costos, esta se almacena para su reutilización; sin embargo, esto se hace de forma empírica sin tener en cuenta las concentraciones de la sustancia y los cambios que puedan resultar en la fuerza tensil y a nivel microscópico de la sutura. Por lo tanto es necesario analizar este tipo de conservación y sus resultados servirán como herramienta de utilidad para que los cirujanos puedan seguir utilizando este material o en definitiva buscar otros medios de conservación.

La cirugía es la rama de las ciencias médicas que resuelve los problemas que no se pueden resolver por tratamiento médico. La cirugía se practica desde que apareció el Homo sapiens, hasta nuestros días, el término cirugía viene del griego CHEIR: mano y ÉRGON: trabajo. Las cirugías pueden ser facultativas o electivas, y de urgencia o emergencia.

Las facultativas o electivas son las que se preparan con anticipación y son realizadas con más frecuencia en los hospitales y clínicas veterinarias, tales como: las del sistema tegumentario, sistema reproductivo, órganos de los sentidos, y ortopédicas. Las cirugías de urgencia o emergencia, son las que se tienen que realizar de forma rápida para preservar la vida del paciente, (Ej. Torsiones gástricas, ruptura de órganos.) La cirugía se ha valido de diferentes instrumentos para separar; pero también de elementos para unir los tejidos separados, dentro de estos elementos tenemos las grapas, suturas que pueden ser cualquier hilo que permita mantener los tejidos a posicionados hasta que logren sus proceso de cicatrización.

Las suturas quirúrgicas se utilizan para facilitar el cierre y la curación de las heridas de cirugía y trauma o inducida por la defensa de los tejidos juntos para facilitar el proceso de curación. (1)

Las suturas quirúrgicas son una de las tres categorías principales de los biomateriales de cierre de heridas, junto con grapadoras / clips de ligadura y

adhesivos tisulares. Las suturas tienen la historia más larga, son los más ampliamente utilizados y han recibido la mayor atención. Una sutura es una hebra de material fibroso utilizado para ligar vasos sanguíneos y tejidos aproximados juntos. Desde entonces, numerosos materiales se han utilizado como ligaduras y suturas: alambre de hierro, oro, plata, tripa seca, pelo de caballo, tiras de cuero, fibras de corteza, seda, lino y tendón. Entre estos, catgut y seda dominaron el mercado hasta 1930. La introducción de alambre de acero y fibras no absorbibles sintéticas, tales como nylon, poliéster y polipropileno, durante y después de la Segunda Guerra Mundial se expandió en gran medida el uso de materiales de sutura (2)

CLASIFICACIÓN DE MATERIAL DE SUTURA

Las suturas se clasifican según su origen: naturales o sintéticas; según el número de fibras que la compone: mono o multifilamentos y según su tipo de absorción: absorbibles o no absorbibles (7) (8), estos materiales de sutura deben reunir ciertas características para que cumplan su función de a posicionar, y no generar respuestas biológicas exageradas (9) (10) . Dentro de estas características están la fuerza tensil y la baja posibilidad de contaminación bacteriana. Se dice que las suturas multifilamento comprenden muchos filamentos que están torcidos o trenzados juntos para aumentar su coeficiente de fricción y mayor seguridad del nudo (3) . Las suturas multifilamento tienen mayor propiedad mecánica con elasticidad y flexibilidad significativa que las suturas de monofilamento (1).

PROPIEDADES DE UN MATERIAL DE SUTURA

Las principales propiedades son la estructura de las fibras, el tamaño, la degradación, la fuerza tensil, y la flexibilidad o elasticidad. (1) . Una sutura ideal es aquella que dentro de sus propiedades tiene resistencia a la tracción; esta debe ser igual a la necesidad clínica y la tasa de curación de la herida, tiene resistencia de nudo y de seguridad; que debe ser alto para eliminar la dehiscencia de la herida, tiene elasticidad ya que el material debe tener capacidad para adaptarse a la etapa actual de la reparación de heridas, en particular durante la fase inicial de edema, tiene memoria de embalaje, que debe ser mínimo para un fácil manejo (1).

Las características anteriores se basan en cuatro propiedades esenciales de los materiales de sutura las cuales son las propiedades físicas y mecánicas, las propiedades de manejo, las propiedades biológicas; y las propiedades de biodegradación. Las suturas absorbibles de origen natural se rompen fácilmente por las enzimas (enzima proteolítica) en el cuerpo y son absorbidos dentro de 70 días y las suturas absorbibles sintéticas se degradan por hidrólisis, en donde las moléculas de agua penetran en los hilos de polímero y hay ruptura de las cadenas (1) . Los esfuerzos actuales se centran en el desarrollo de materiales de sutura con mejores propiedades físicas y mecánicas, junto con las capacidades adicionales, tales como para administrar fármacos y las células para mejorar la cicatrización de heridas (1) . Las suturas sintéticas absorbibles se degradan normalmente por hidrólisis, que se ve afectada por varios factores, entre ellos la composición del material de sutura, temperatura, humedad, pH, (3)

La biodegradación de las suturas varía dependiendo los fluidos corporales.(4) . Por lo tanto la degradación de las suturas absorbibles se debe principalmente a la hidrólisis de los filamentos. Se ha demostrado que la velocidad de la hidrólisis depende de la temperatura y el pH del tejido o los líquidos que rodea la sutura (4).

CARACTERISITCAS DE LA POLIGLACTINA 910 (VICRYL)

La poliglactina, es una sutura sintética absorbible, multifilamento, está compuesta de ácido poliglicólico y ácido láctico con un recubrimiento de estearato de calcio, se degrada por hidrólisis química que luego es absorbida y metabolizada por el organismo, esta sutura será reabsorbida totalmente a los 90 días, está disponible en color violeta y esterilizada por óxido de etileno, vienen calibres de 11-0 y 5; dónde 11: es la más delgada y 5: la más gruesa, su recubrimiento sintético hace que la hebra sea más suave a la hora de atravesar los tejidos, tiene tendencia a la disminución de irritación del tejido, posee mayor resistencia a la tracción. La poliglactina 910 (vicryl) se ha convertido en un "material de elección" en aplicaciones biomédicas. (5).

LA FUERZA TENSIL

La fuerza tensil se define como la fuerza en libras que la sutura puede soportar antes de romperse, esta fuerza se ve afectada por el número de nudos. Esto es un factor importante en el proceso de cicatrización de heridas. Ya que si hay demasiada tensión en la sutura, puede ocurrir una isquemia, un edema o necrosis en los tejidos debido a que el flujo de sangre es restringido, si la tensión es demasiado baja, la incisión se abre y no sana adecuadamente (6) .

La capacidad de las suturas para resistir los tejidos se relaciona directamente con el tamaño y la propiedad de tracción del material de sutura (1).

La resistencia a la tracción de los materiales de sutura varía con su tamaño y se mide por la cantidad de peso (kg). Cabe resaltar que la resistencia a la tracción del material de sutura también depende del número de filamentos ya sea (mono o multifilamento) (1).

1. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENREAL

- Evaluar las características biomecánicas y microscópicas de la poliglactina (910 vicryl) conservada en alcohol.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar las características microscópicas de los filamentos de la poliglactina 910 (vicryl) conservada en alcohol por medio de un estereoscopio.
- Evaluar la fuerza tensil de la poliglactina 910 (vicryl) conservada en alcohol por medio de una máquina de ensayos de tracción universal.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizaron muestras de 25 cm del material de sutura poliglactina 910 (vicryl) de calibre 0 y 2-0. Las muestras se colocaron en recipientes plásticos con tapa hermética y se sumergieron en alcohol etílico al 70% hasta cubrir totalmente la sutura. Se tomaron 24 muestras en total y se conservaron en esta solución por tiempo de 1, 2, 3 y semanas; tres de calibre 2-0 y tres de calibre 0, es decir 6 muestras semanal. cada una se evaluó cualitativamente teniendo en cuenta la coherencia, es decir el grado de separación entre las fibras; se hizo un análisis microscópico mediante un estereoscopio y un análisis biomecánico por medio de una máquina de ensayos universal, se evaluaron variables como el ancho del borde, el ancho del centro, la fuerza, el tiempo, y la carrera.



| | | | | |
|-----------|-----------------|---|-----------------|---------|
| 1. Semana | calibre 0 y 2-0 | 3 | C/U (duplicado) | total 6 |
|-----------|-----------------|---|-----------------|---------|



| | | | | |
|-----------|-----------------|---|-----------------|---------|
| 2. Semana | calibre 0 y 2-0 | 3 | C/U (duplicado) | total 6 |
|-----------|-----------------|---|-----------------|---------|



| | | | | |
|-----------|-----------------|---|-----------------|---------|
| 3. Semana | calibre 0 y 2-0 | 3 | C/U (duplicado) | total 6 |
|-----------|-----------------|---|-----------------|---------|



| | | | | |
|-----------|-----------------|---|-----------------|---------|
| 4. Semana | calibre 0 y 2-0 | 3 | C/U (duplicado) | total 6 |
|-----------|-----------------|---|-----------------|---------|

Total _____ 24 muestras

En el análisis microscópico, se usó un estereoscopio motic smz 168 que se encuentra ubicado en la facultad de medicina veterinaria y zootecnia, de la universidad tecnológica de Pereira. Se tomaron 6 muestras de 25 cms de poliglactina 910 (vicryl), tres de calibre 0 y tres de calibre 2-0 con y sin conservar en alcohol al 70%, durante 4 semanas, las muestras se midieron en el estereoscopio;

se midió tanto el ancho del centro como el ancho de borde; teniendo en cuenta la medición en milímetros.

En el análisis biomecánico, se utilizó una máquina de ensayos universal o de tracción de marca IBERTEST 28814Dagazo, modelo UMIB-600-SW, del año 2005; que está localizada en el laboratorio de resistencia de materiales de la facultad de mecánica de la universidad tecnológica de Pereira. Se tomaron 6 muestras de 25 cms de calibre 0 y 2.0 conservadas en alcohol por tiempo de 4 semanas. Se trasladaron las muestras a la facultad de mecánica específicamente al laboratorio de resistencia de materiales, el procedimiento constaba en anudar el material de sutura a los dispositivos de sujeción y agarre de la máquina de ensayos universal, se anudaron con un nudo plano llamado nudo de cirujano, luego se activó la máquina para que cumpliera su función de estirar el material de sutura, se midió y se determinó la fuerza tensil, teniendo en cuenta las siguientes variables: fuerza, tiempo y carrera. Los datos fueron analizados por medio de un programa llamado R estadística, se hizo una primera prueba con un test os hoc para determinar si hubieron o no diferencias, luego se hizo una segunda prueba para determinar entre cuales tiempos difería los resultados.

3. RESULTADOS:

No hubo normalidad en cuanto a las propiedades microscópicas, las variables evaluadas fueron; ancho del borde y ancho del centro. Por lo tanto los resultados fueron presentados como mediana. Sin embargo si hubo normalidad en cuanto a las propiedades biomecánicas, las variables avaluadas fueron; tiempo, la fuerza y la carrera. Por lo tanto los resultados fueron presentados como media. Respeto al material de sutura calibre 0; en cuanto a las variables ancho del borde, ancho del centro, tiempo y carrera no presentaron diferencias, Sin embargo en la variable fuerza si se presentaron diferencias (0.05). La fuerza difiere entre la semana 1y2; y en el material de sutura Calibre 2-0; las variables ancho del borde, ancho del centro, tiempo y carrera no presentaron diferencias, sin embargo en cuanto a la variable fuerza si se presentaron diferencias (0.08) La fuerza: difiere entre la 1,2,3 semana.

MEDIDAS ANCHO CENTRO DE LAS MUESTRAS DE POLIGLACTINA 910 (VICRYL)

| SEMANA | 1 | 2 | 3 | 4 |
|-------------|---------|---------|---------|---------|
| CALIBRE 0 | 0,20 mm | 0,18 mm | 0,16 mm | 0,18 mm |
| CALIBRE 2-0 | 0,15 mm | 0,15 mm | 0,15 mm | 0,14 mm |

Resultados presentados como mediana.

MEDIDAS ANCHO BORDE DE LAS MUESTRAS DE POLIGLACTINA 910 (VICRYL)

| SEMANA | 1 | 2 | 3 | 4 |
|-------------|---------|---------|---------|---------|
| CALIBRE 0 | 0,22 mm | 0,21 mm | 0,22 mm | 0,29 mm |
| CALIBRE 2-0 | 0,21 mm | 0,19 mm | 0,23 mm | 0,14 mm |

Resultados presentados como mediana.

FUERZA (Newton) DE LAS MUESTRAS DE POLIGLACTINA 910 (VICRYL)

| SEMANA | 1 | 2 | 3 | 4 |
|-------------|-------|-------|---------|-------|
| CALIBRE 0 | 163,2 | 138 * | 134,9 | 147,1 |
| CALIBRE 2-0 | 126,7 | 125,2 | 124,3** | 106,2 |

Resultados presentados como media. *Difiere calibre 0 entre a 1 y 2 semana.

**Difiere calibre 2-0 entre 1, 2 y 3 semana.

CARRERA (mm) DE LAS MUESTRAS DE POLIGLACTINA 910 (VICRYL)

| SEMANA | 1 | 2 | 3 | 4 |
|-------------|------|------|------|------|
| CALIBRE 0 | 18,4 | 16,1 | 16,1 | 14,1 |
| CALIBRE 2-0 | 15,5 | 14,2 | 14,1 | 13,3 |

Resultados presentados como media.

TIEMPO (Segundos) DE LAS MUESTRAS DE POLIGLACTINA 910 (VICRYL)

| SEMANA | 1 | 2 | 3 | 4 |
|-------------|------|-------|------|------|
| CALIBRE 0 | 54,6 | 48 | 48,6 | 42 |
| CALIBRE 2-0 | 46 | 49, 6 | 41,6 | 39,3 |

Resultados presentados como media.

DISCUSIÓN

Los materiales de sutura se diferencian en cuanto a su construcción, absorbilidad y composición, y de acuerdo a ello sufren degradaciones, lo que lleva a pérdida de fuerza tensil y separación del grado entre las fibras, ocasionando una predisposición a contaminación por bacterias, ya que la propiedad física de una sutura hace referencia a si ésta es monofilamento o multifilamento. Una sutura multifilamento anuda con mayor facilidad pero incrementa la posibilidad de albergar organismos extraños, por otro lado se habla de la capilaridad, esta hace referencia a su capacidad de absorber fluido a lo largo del filamento, lo cual indica una correlación importante con la tendencia de la sutura a retener bacterias (7); cabe resaltar que en nuestro estudio no se evidencio separación del grado entre las fibras lo cual indica que no hay predisposición a una contaminación bacteriana. Se tiene en cuenta que las suturas de origen natural son atacadas por las enzimas del organismo, que al ser destruidas participan en su absorción, mientras que las suturas sintéticas son hidrolizadas, es decir, el agua penetra en sus fibras y las disuelve (8). La fuerza tensil se pierde por degradación enzimática o hidrolisis (9) en este caso se evaluó esa resistencia por medio de una máquina de ensayos universal. Aunque la fuerza tensil pueda perderse de forma rápida, la sutura puede no reabsorberse sin embargo la fuerza tensil es la propiedad para mantener a posicionado o juntos los tejidos

mientras cicatrizan (8). En nuestro trabajo se evidencio perdida de la fuerza tensil en ambos calibres de sutura; entre la 1 y 2 semana en el calibre 0 y entre la 2 y 3 semana en el calibre 2-0, se presume que se debe a la hidrolisis realizada por el alcohol el cual contiene un 30% de agua, aunque se evidencio perdida en ambos calibres, el calibre 0 tiene una degradación más rápida. Por lo tanto la pérdida de fuerza tensil se da más rápido en los calibres gruesos.

Se debe tener en cuenta que utilizar el material de sutura después de haber sido conservada puede poner en riesgo la cicatrización de los tejidos ya que se dice que las suturas juegan un papel importante en la cicatrización de heridas después de las intervenciones quirúrgicas (10).

Para que las suturas mejoren las propiedades de manejo pueden estar recubiertas o impregnadas con agentes y teñidas con colorantes así se aumenta la visibilidad en los tejidos, Vale anotar que la fuerza tensil y la velocidad de absorción de la sutura son elementos separados. Por lo tanto en nuestro trabajo se realizó con un material de sutura llamado poliglactina 910 (vicryl), es una de las suturas más utilizadas en el mundo (10), sutura clasificada como absorbible sintética multifilamento compuesta de ácido poliglicólico por lo tanto se degrada por medio de hidrolisis, Se comercializa como: Vicryl, de la firma Ethicon, que son los productores originales conserva el 60% de la fuerza tensil a los 14 días y el 30% a los 24 (9). El cirujano debe calcular la resistencia del hilo de sutura, en función de la capacidad del tejido para soportar tensión (7). Por lo tanto en nuestro trabajo se utilizó un nudo plano de cirujano para garantizar mayor seguridad. Cabe resaltar que hay poliglactina 910 (vicryl) con triclosan que posee las mismas características que la sutura poliglactina 910 (vicryl), ambos tienen la misma fuerza tensil, absorción y características de anudado pero con el beneficio añadido del agente antibacteriano (7), en este caso se uso fue poliglactina 910 (vicryl) sin ser recubierta de triclosan. Ha sido utilizado ampliamente en aplicaciones biomédicas debido a su capacidad para permitir el crecimiento controlado de tejido biológico durante su biodegradación (11).

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Según los resultados obtenidos no se recomienda el uso de este material de sutura conservada en alcohol, ya que al perder su fuerza tensil puede ocasionar problemas en la cicatrización de los tejidos. En cuanto a el calibre 0 no se recomienda utilizarlo después de 1 semana y el calibre 2-0 después de 3 semana.

No podemos asegurar que no haya contaminación bacteriana posterior, ya que esto se tendría que evaluar por medio de cultivos bacteriológicos.

Se recomienda desechar el material de sutura después de haber sido abierto, Siempre usar material de sutura nuevo ante cualquier cirugía, hacer análisis microscópico y biomecánico de las suturas utilizadas en todas las cirugías incluyendo estudios bacteriológicos.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a Dios por habernos permitido vivir la experiencia de formarnos como médicas veterinarias y zootecnistas, A nuestras familias, en especial a nuestros padres por el apoyo incondicional durante todo el proceso de formación.

A mi padre José Antonio Ramírez por ser el pilar fundamental en todo lo que soy, en toda mi formación, tanto académica, como personal, por los consejos dados que me guiaron y me mantuvieron enfocada en mi meta, por el amor, sacrificio y apoyo. Por siempre estar ahí orientándome y acompañándome en cada paso que doy.

A mis hermanos, por que confiaron en mí para alcanzar este logro, en especial a John Faber Ramírez por sus consejos, su comprensión y ayuda incondicional.

Gracias a esas personas importantes en mi vida, que siempre estuvieron ahí con sus consejos, perseverancia para culminar mi carrera y hacer realidad mi sueño. (Yesica Ramírez)

A mi padre Rodrigo Jiménez, porque gracias a él pude culminar mi Carrera y por su apoyo durante todo mi proceso formativo porque aunque ya no esté físicamente siempre estará en mi corazón y siempre estará guiando cada uno de mis pasos; sin el nada de esto hubiese sido posible, mi padre, mi amigo de luchas mi maestro de vida. A mi Madre María Arias por su Perseverancia, sus consejos, sus regaños que a la final del camino me sirvieron mucho para crecer como persona y como profesional, sin su entrega nada de esto hubiese sido posible. (Katheryn Jiménez)

A la Universidad Tecnológica de Pereira, al programa de Medicina Veterinaria y Zootecnia y a todos los docentes que hicieron parte de nuestra formación académica, especialmente a la Doctora Natalia Franco Montoya por su apoyo durante toda la carrera y por su asesoría en el trabajo de grado, inculcando el amor a la profesión y los valores necesarios para ser médicas veterinarias y zootecnistas íntegras. Al doctor Juan Carlos Rincón Flórez por el acompañamiento y sugerencia en la parte estadística.

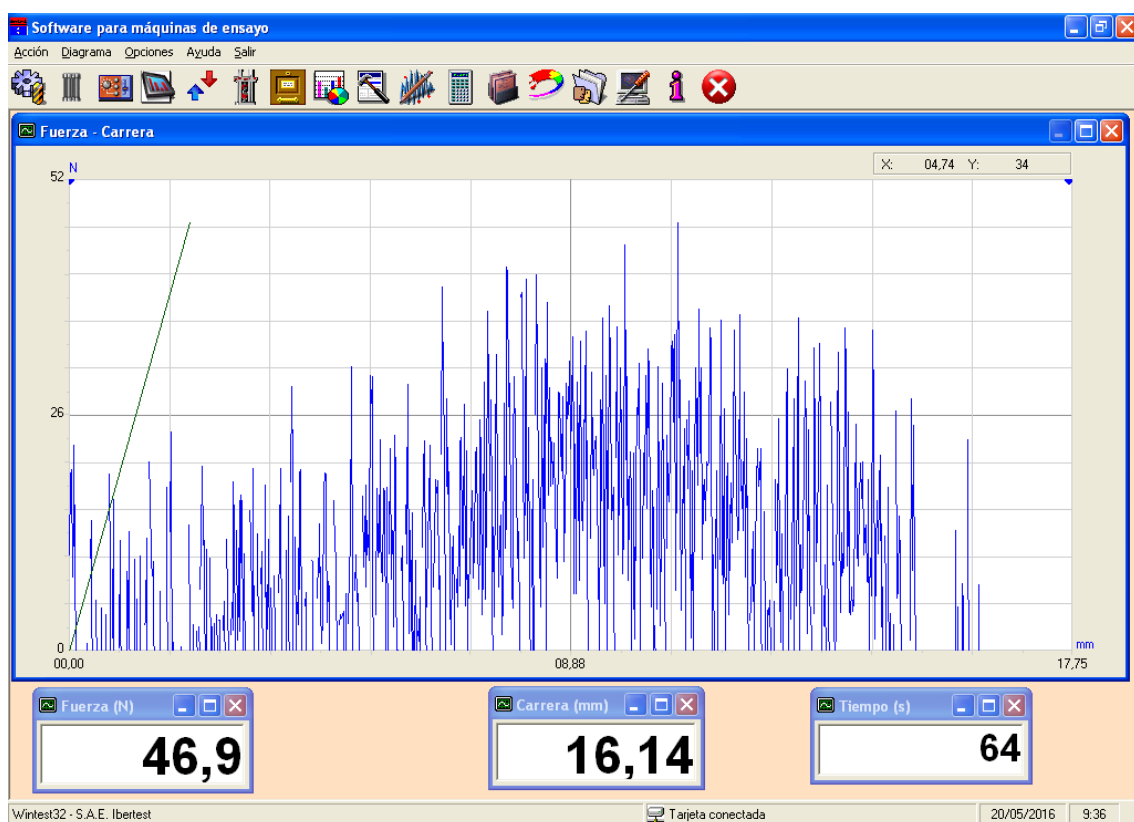
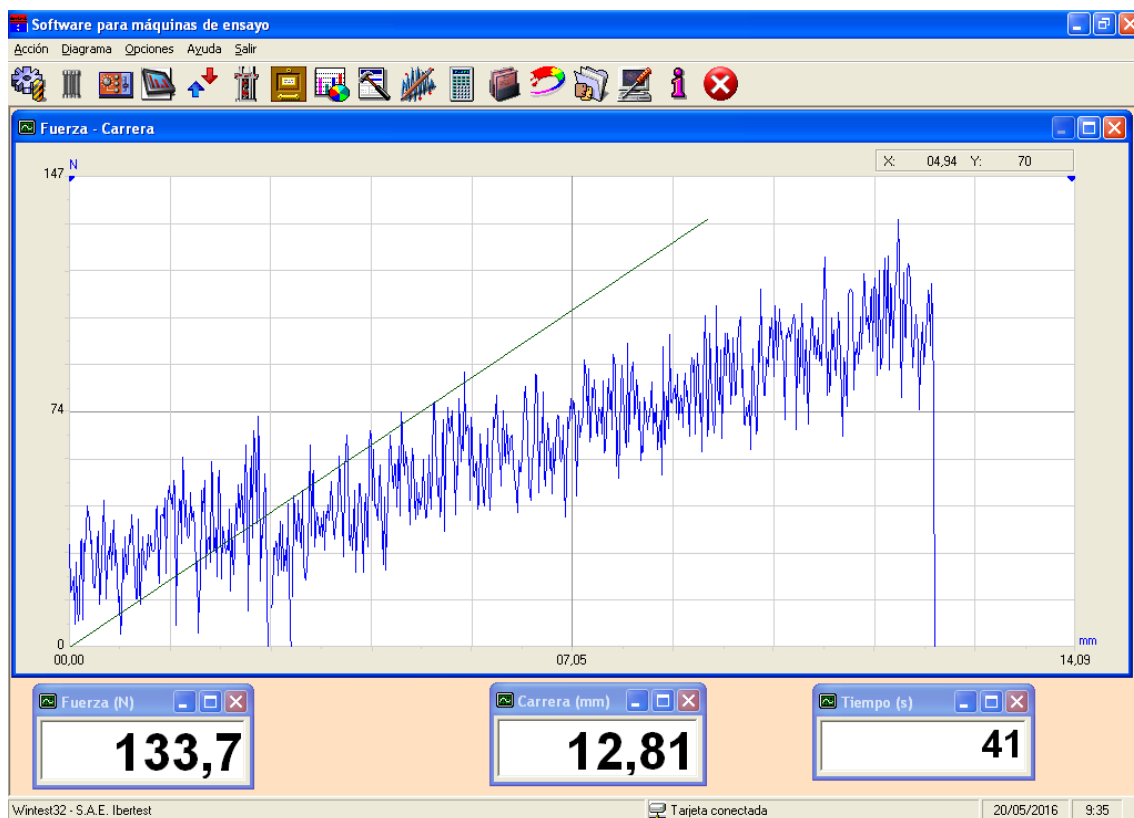
REFERENCES

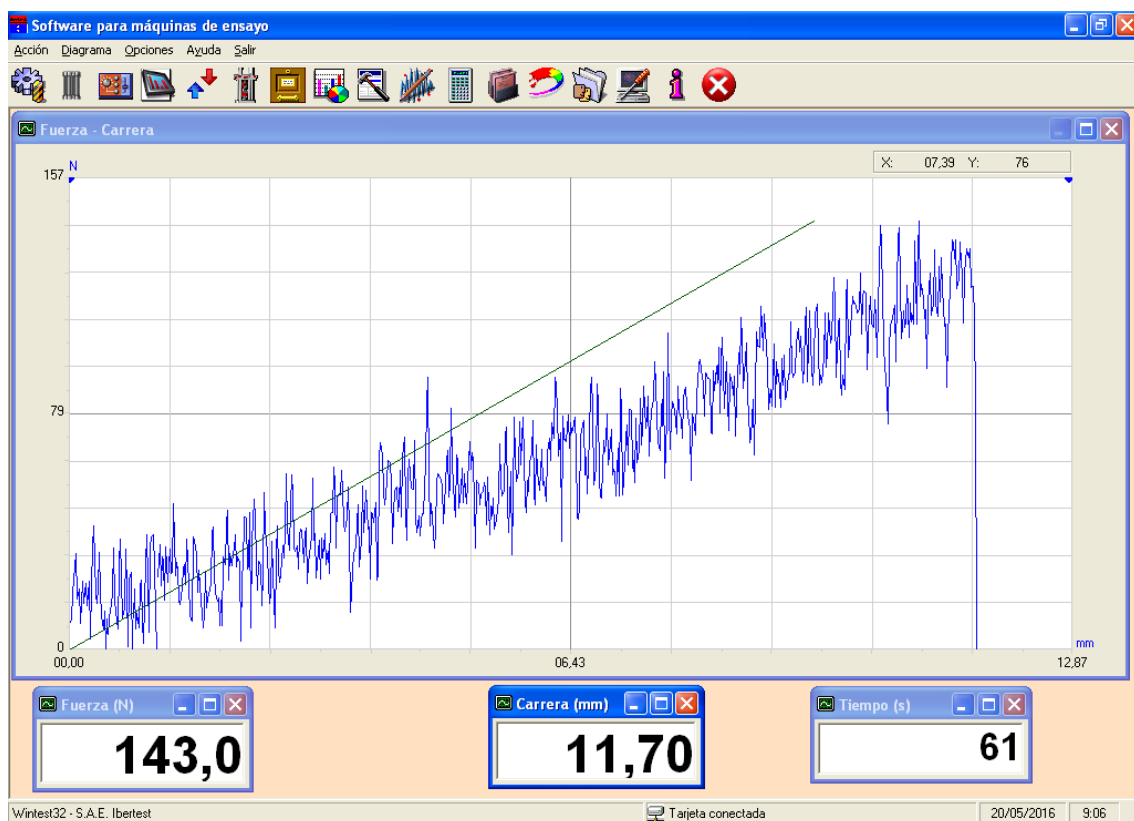
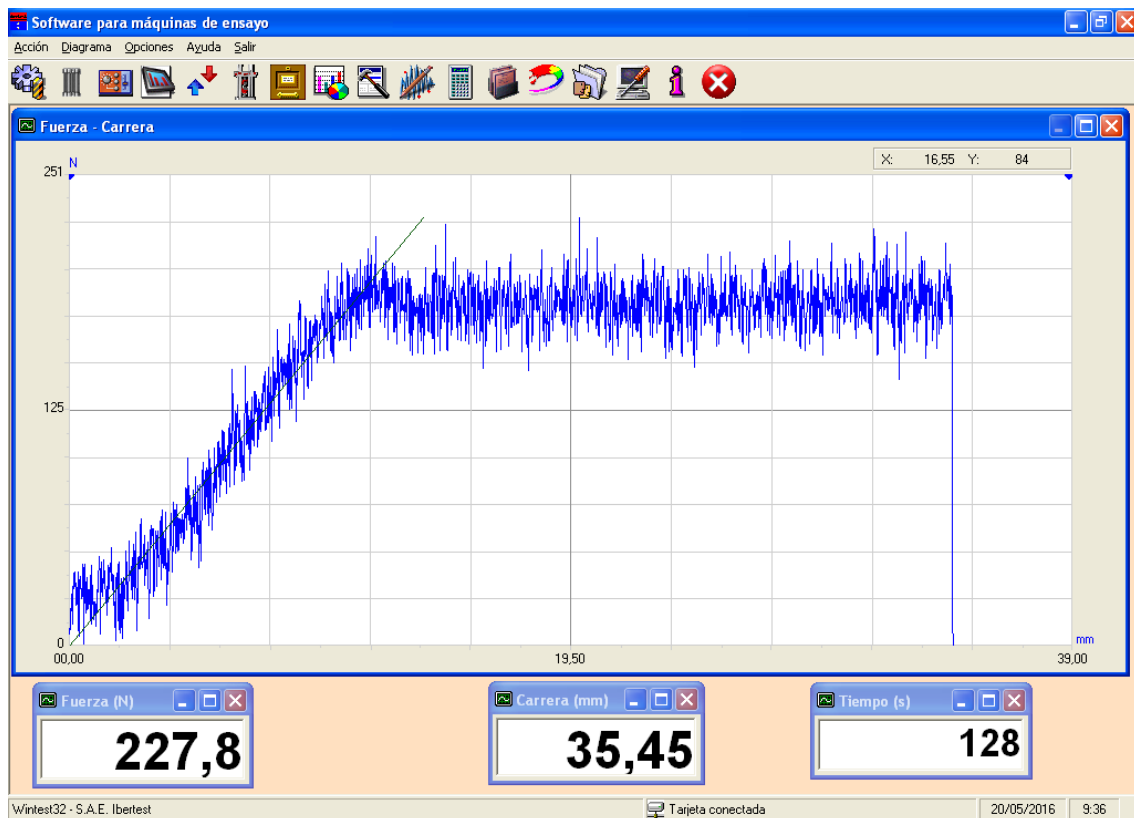
1. Dennis C, Sethu S, Nayak S, Mohan L, Morsi YY, Manivasagam G. Suture materials - Current and emerging trends. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2016;1544–59.
2. Chu CC. 10 - Types and properties of surgical sutures [Internet]. *Biotextiles As Medical Implants*. 2013. 231-273 p. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781845694395500107>
3. Huang TW, Cheng PW, Chan YH, Wang C Te, Fang KM, Young TH. Clinical and biomechanical analyses to select a suture material for uvulopalatopharyngeal surgery. *Otolaryngol - Head Neck Surg* [Internet]. 2010;143(5):655–61. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otohns.2010.06.919>
4. Freudenberg S, Rewerk S, Kaess M, Weiss C, Dorn-Beinecke A, Post S. Biodegradation of absorbable sutures in body fluids and pH buffers. *Eur Surg Res*. 2004;36(6):376–85.
5. Saini P, Arora M, Kumar MNVR. Poly(lactic acid) Blends in Biomedical Applications. *Adv Drug Deliv Rev* [Internet]. 2016; Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.addr.2016.06.014>
6. Horeman T, Meijer EJ, Harlaar JJ, Lange JF, Van Den Dobbelsteen JJ, Dankelman J. Force sensing in surgical sutures. *PLoS One*. 2013;8(12):1–12.
7. Barredo C, Covaro JA, Gómez FA. Materiales de Suturas y Mallas. *Encicl Cirugía Dig* [Internet]. 2009;(Baltimore):105–7. Available from: <http://www.sacd.org.ar/tomouno.htm>
8. PESTANA-TIRADO R. A., MD., SCC; ARIZA-SOLANO G. J., MD; PALMETT-OVIEDO D. M., LIC; GONZALEZ DI-FILIPPO A., MD S. 3. Materiales De Sutura. 1999;10–6.
9. Armas Moredo K, Armas Pérez BA, Segura Pujal L, Márquez Hernández J, Armas Moredo K. Materiales de sutura quirúrgico. *Rev Arch Médico Camagüey*

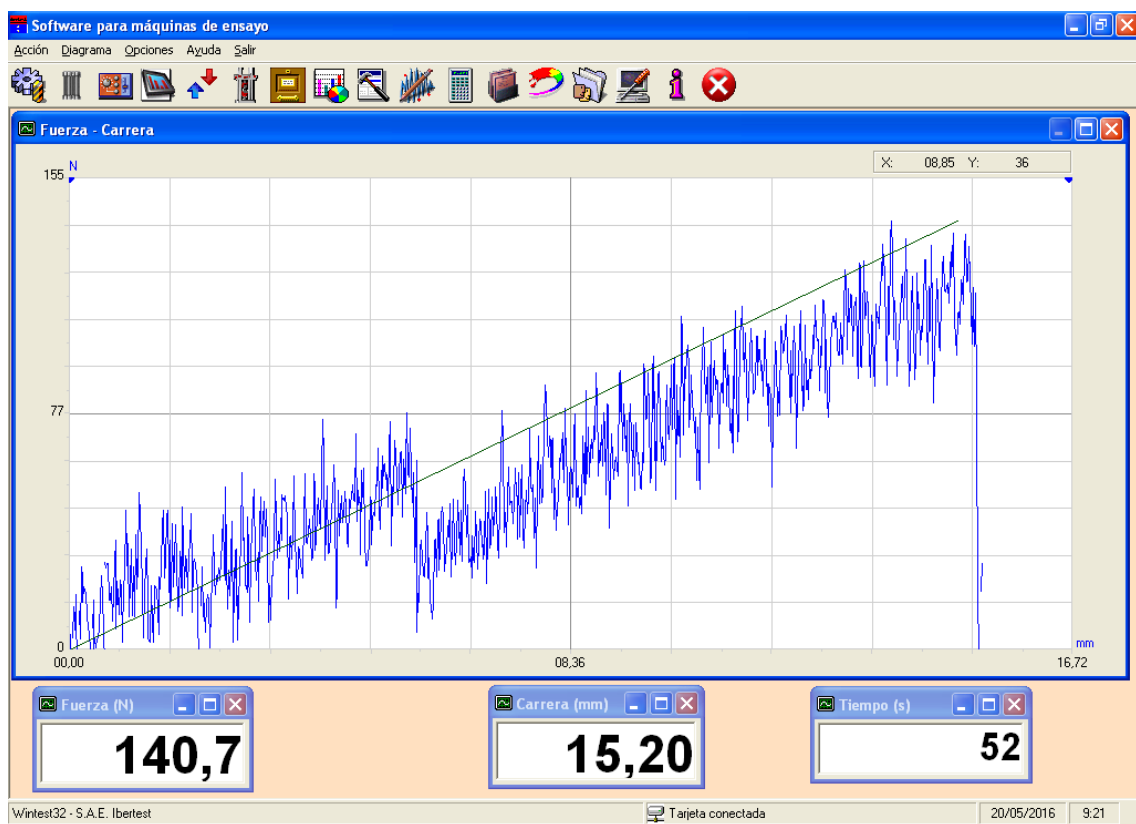
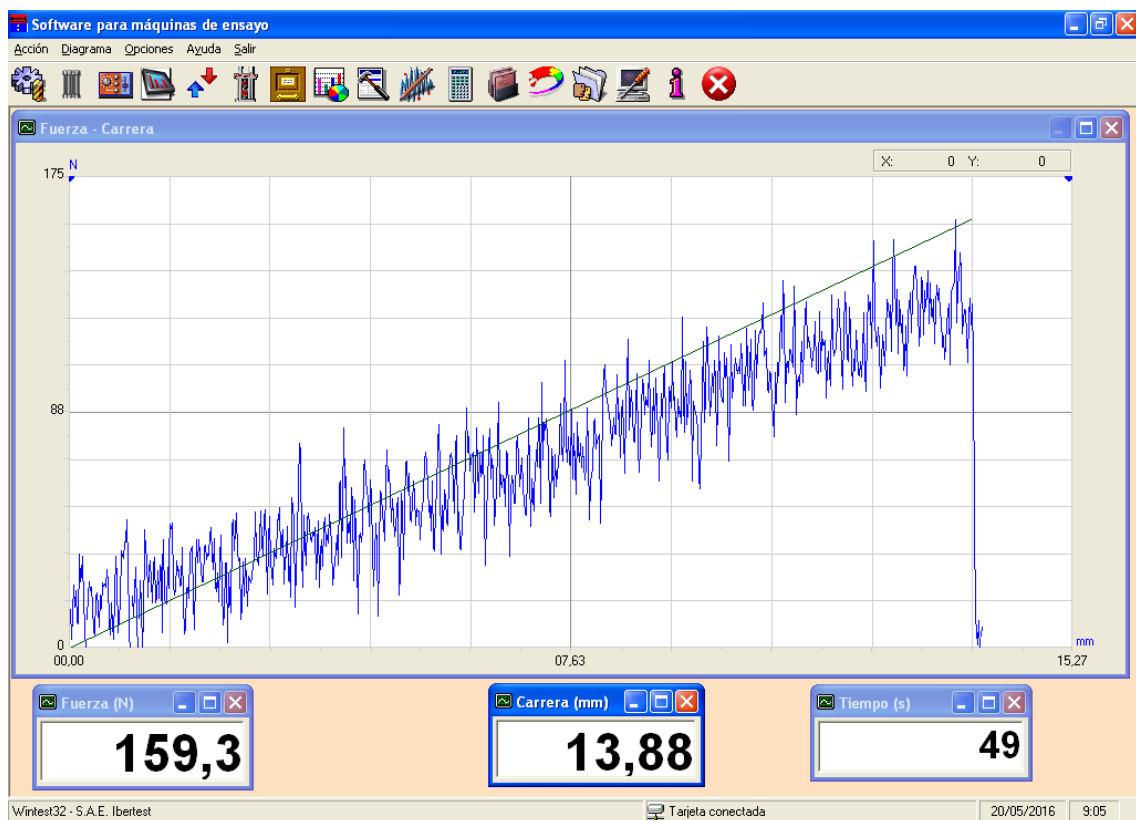
[Internet]. 2008;13(5):12. Available from:
http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-02552009000500011&lng=es&nrm=iso&tlng=es

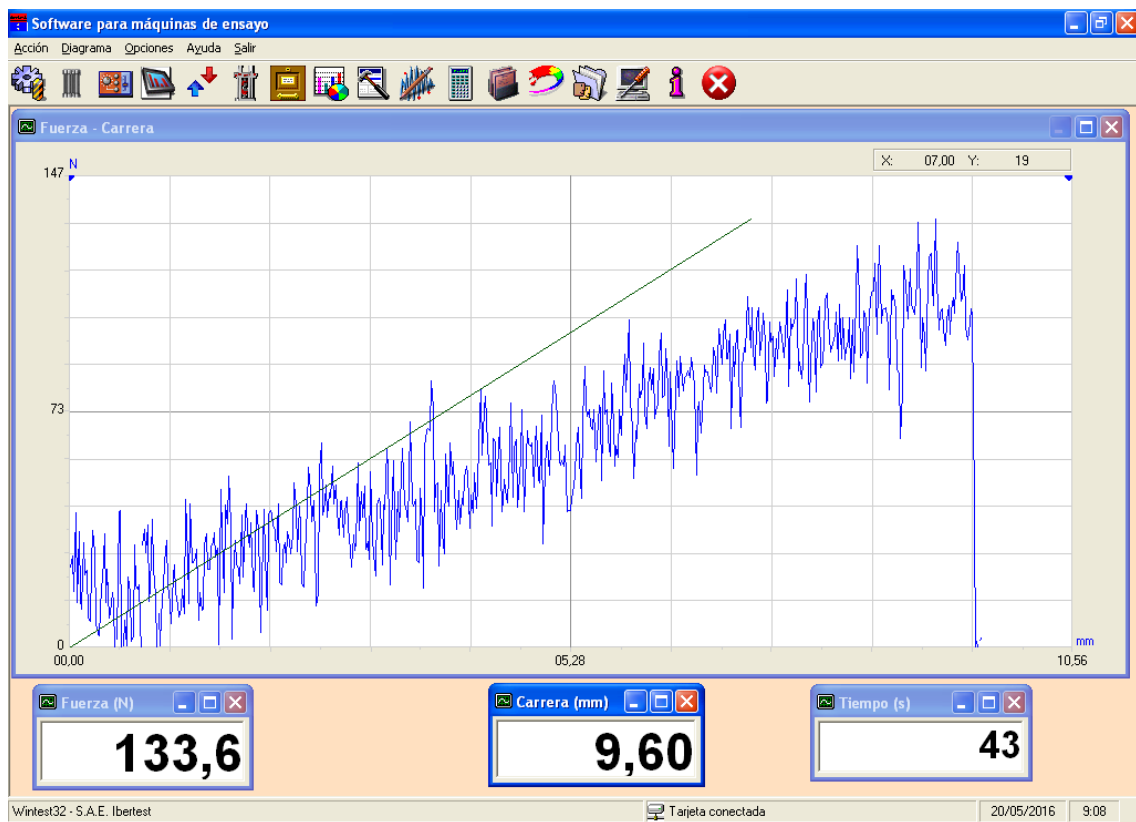
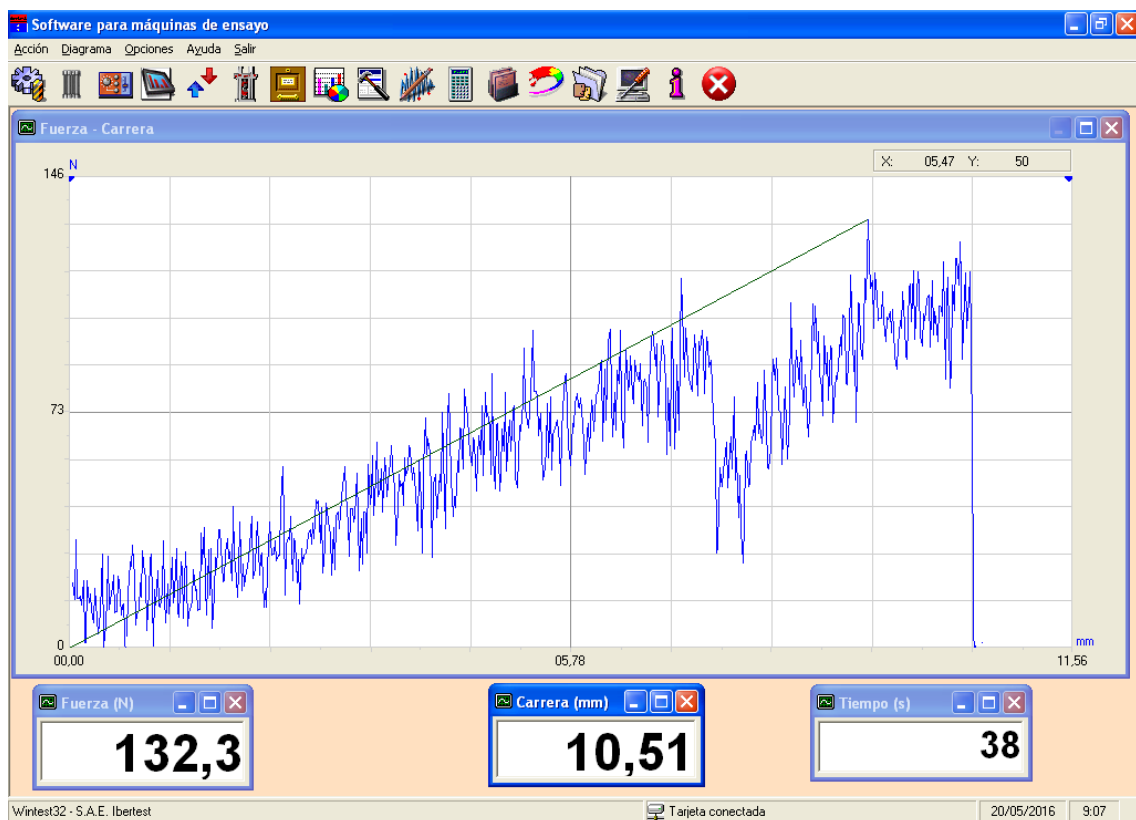
10. Nary Filho H, Matsumoto MA, Batista AC, Lopes LC, de Góes FC, Consolaro A. Comparative study of tissue response to polyglecaprone 25, polyglactin 910 and polytetrafluorethylene suture materials in rats. *Braz Dent J*. 2002;13(2):86–91.
11. Diana Carolina Parada Quinayá, Hugo Armando Estupiñán Durán, Darío Yesid Peña Ballesteros, Custodio Vásquez Quintero DLC. Obtención, Electrodeposición y Caracterización de un Recubrimiento Polimérico Bioabsorbible a partir de Ácido Láctico para Aplicaciones Biomédicas. *Ingeniare Rev Chil Ing*. 2009;17 N° 3:365–74.
7. Szarmach RR, Livingston J, Rodeheaver GT, Thacker JG, Edlich RF. An innovative surgical suture and needle evaluation and selection program. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*. 2002; 12 (4):211-29.
8. Ammirati CT. Advances in wound closure materials. *Advances in dermatology*. 2002; 18:313-38.
9. Edlich R, Gubler KD, Wallis AG, Clark JJ, Dahlstrom JJ, Long lii WB. Wound Closure Sutures and Needles: A New Perspective. 2011-01-31; 29(4):339-61.
10. Pearl ML, Rayburn WF. Choosing abdominal incision and closure techniques: A review. *Journal of Reproductive Medicine for the Obstetrician and Gynecologist*. 2004; 49(8):662-70.

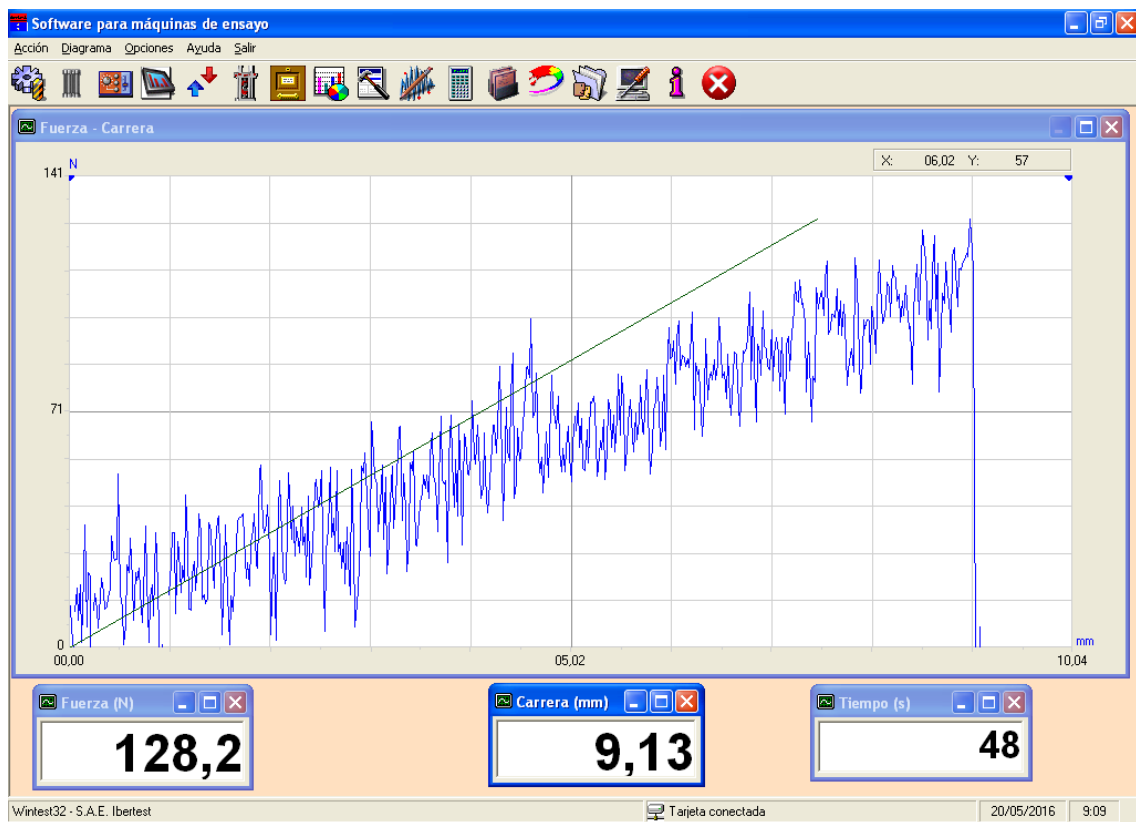
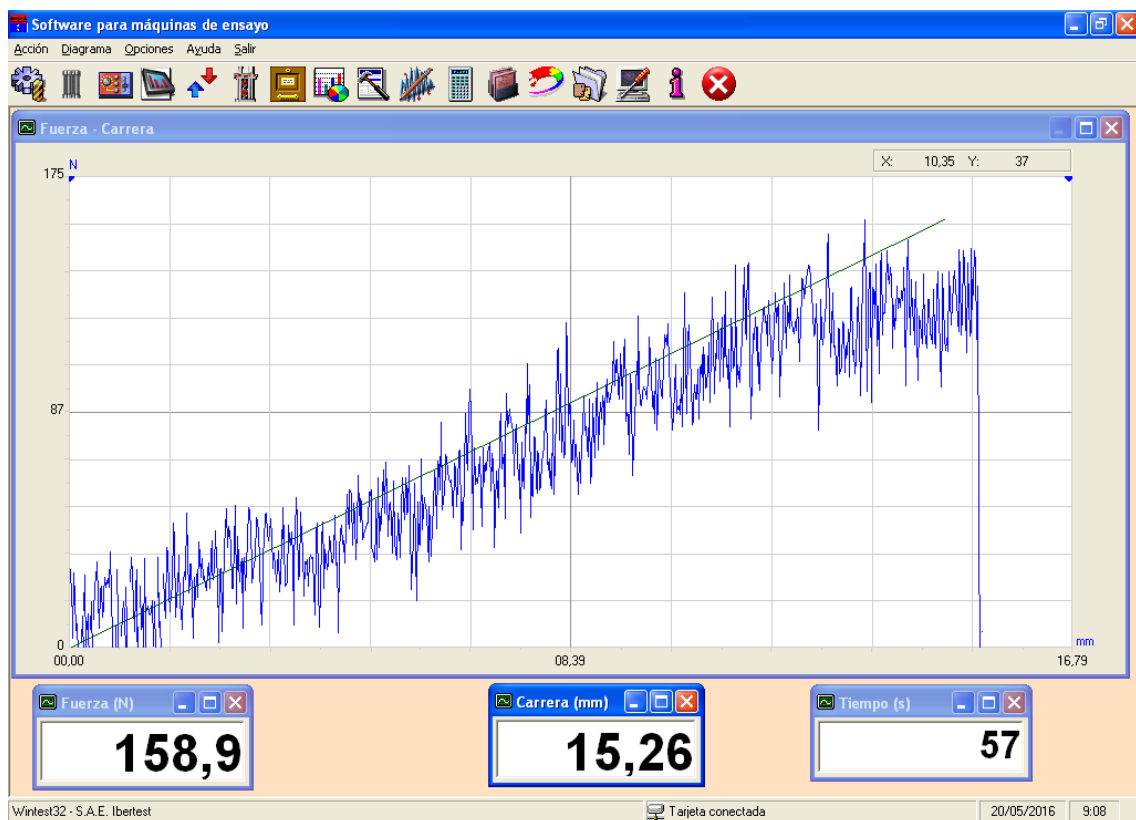
ANEXOS

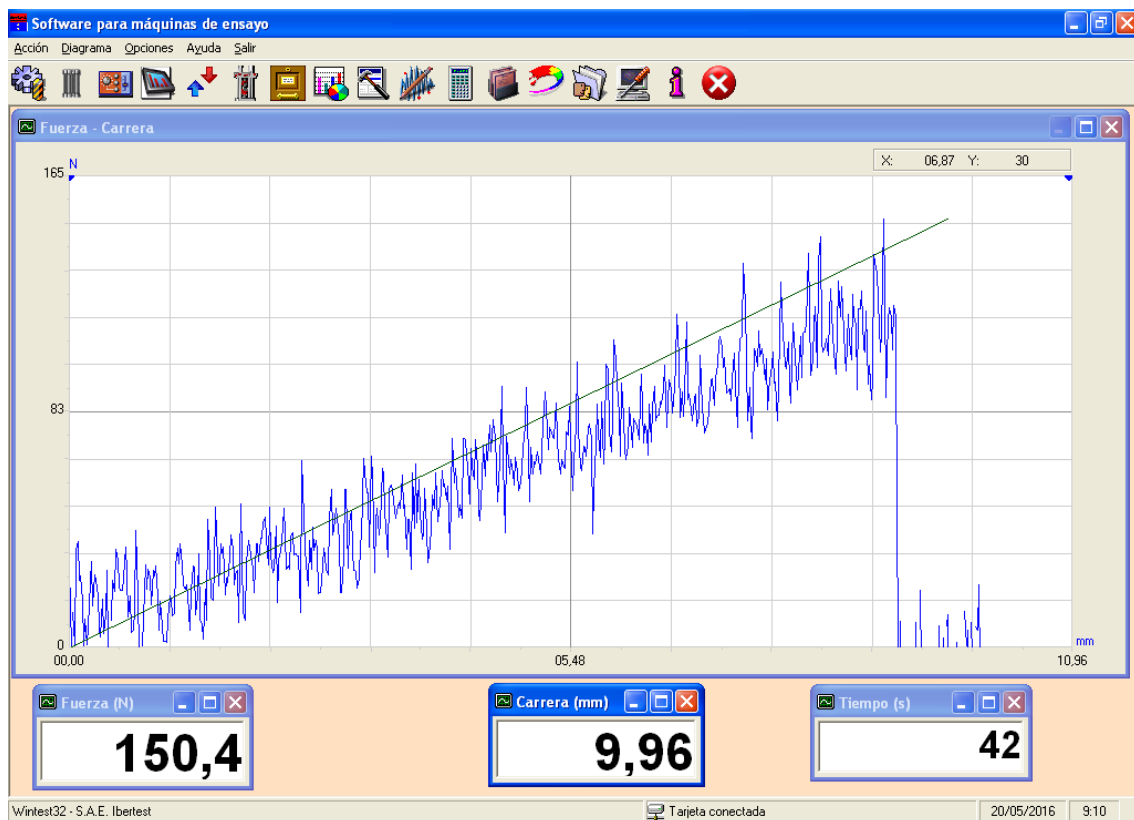
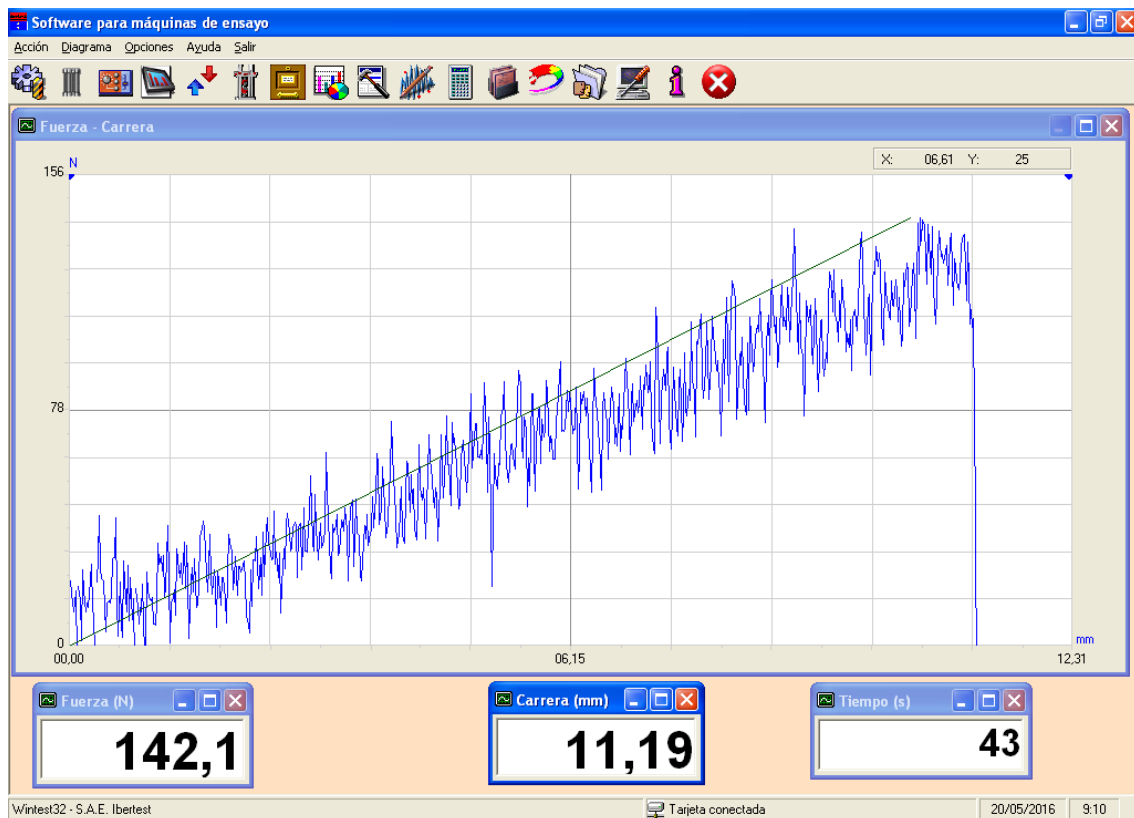


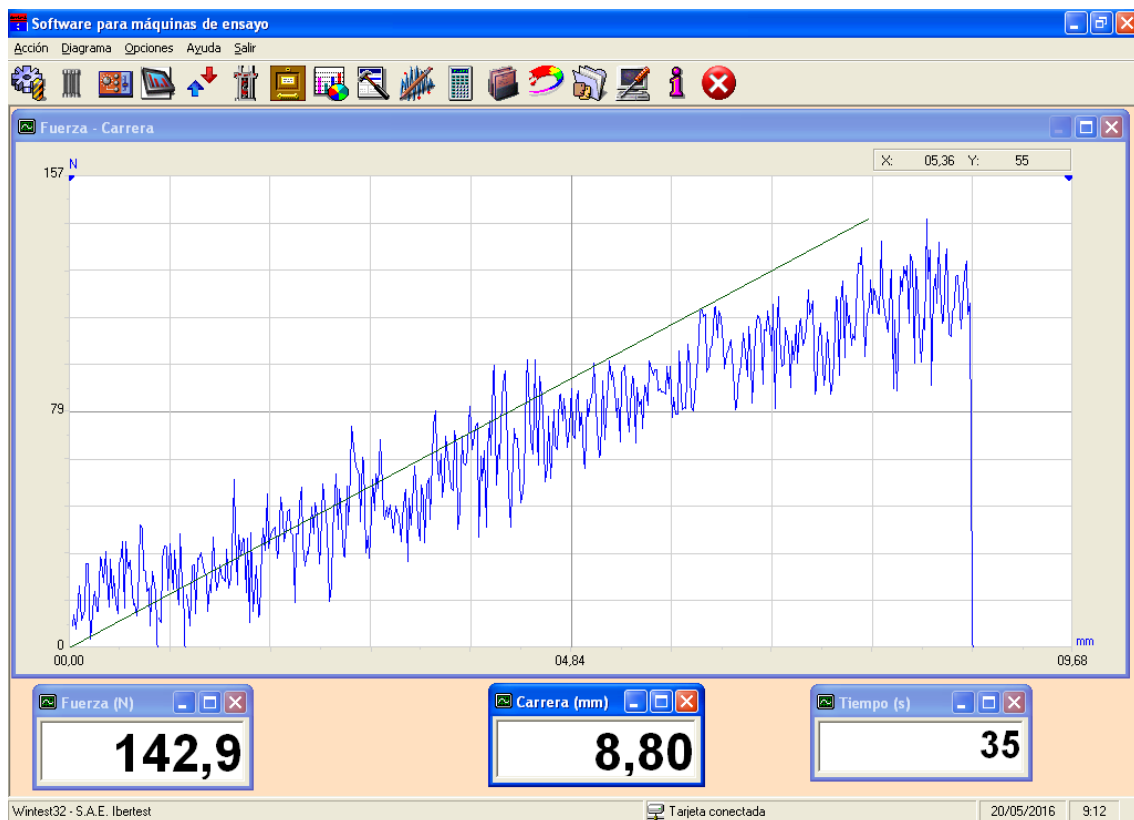
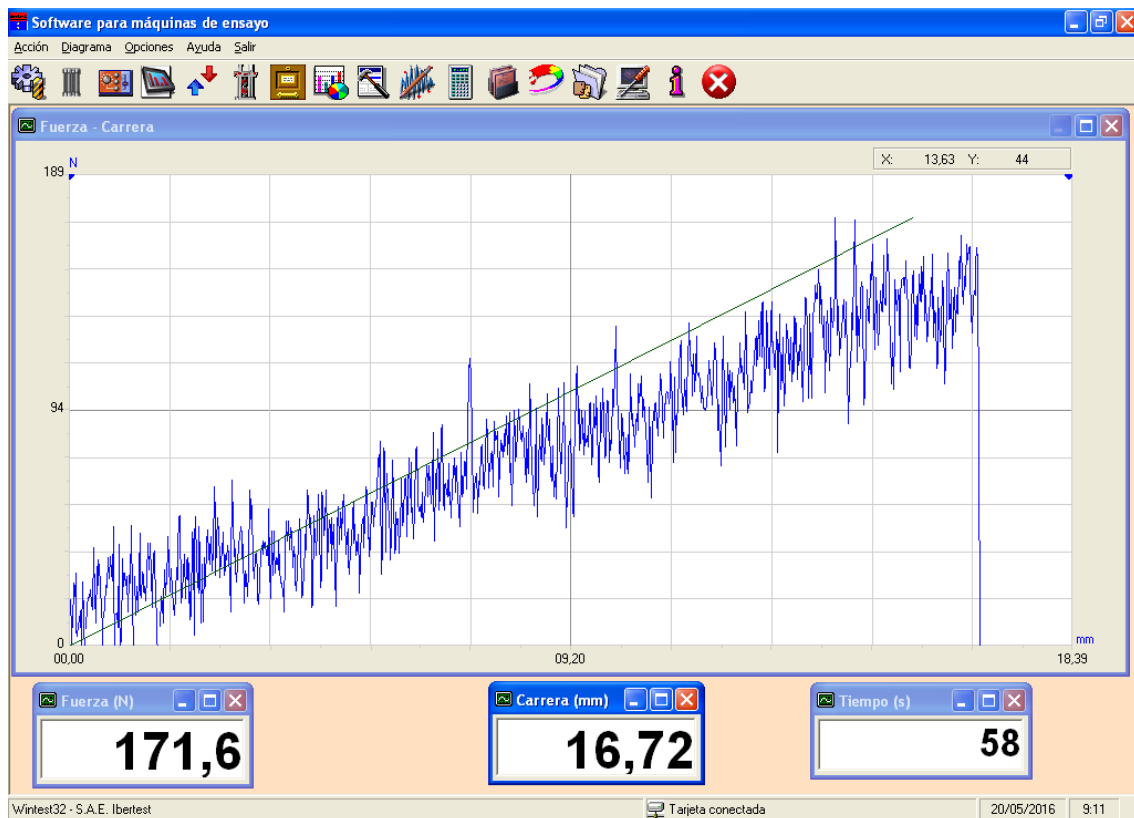


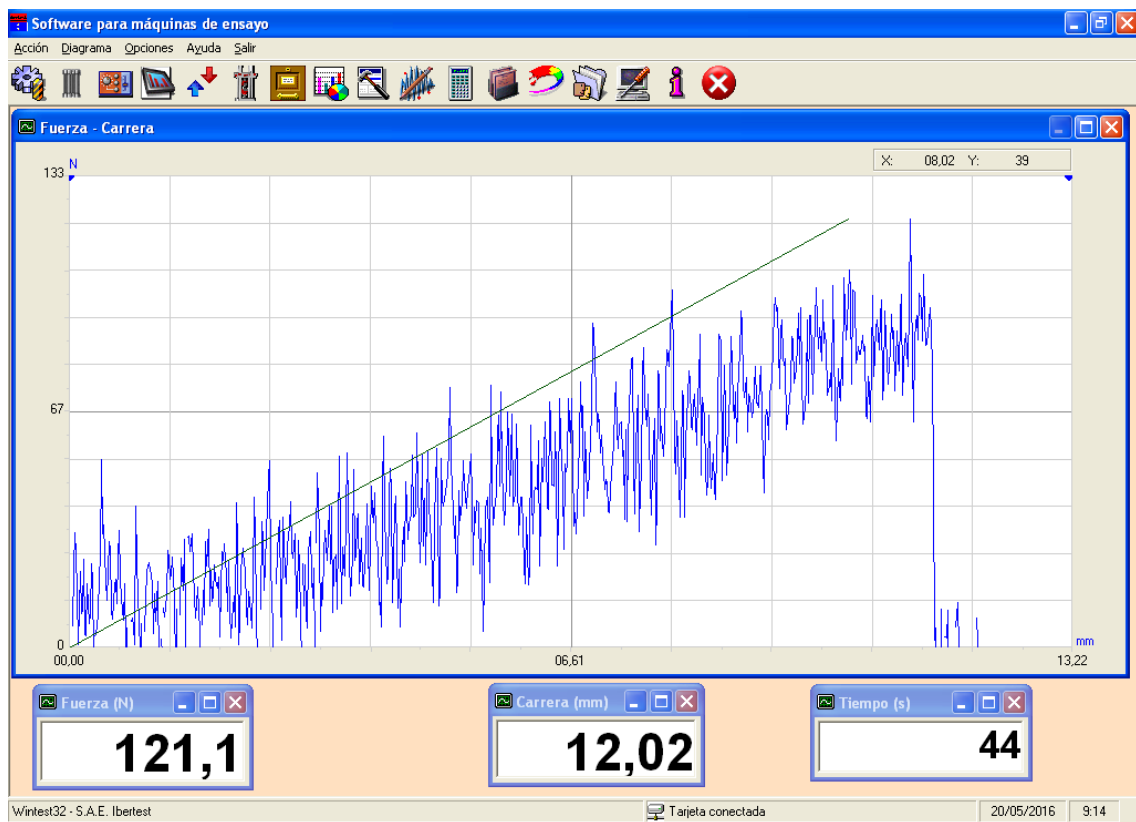
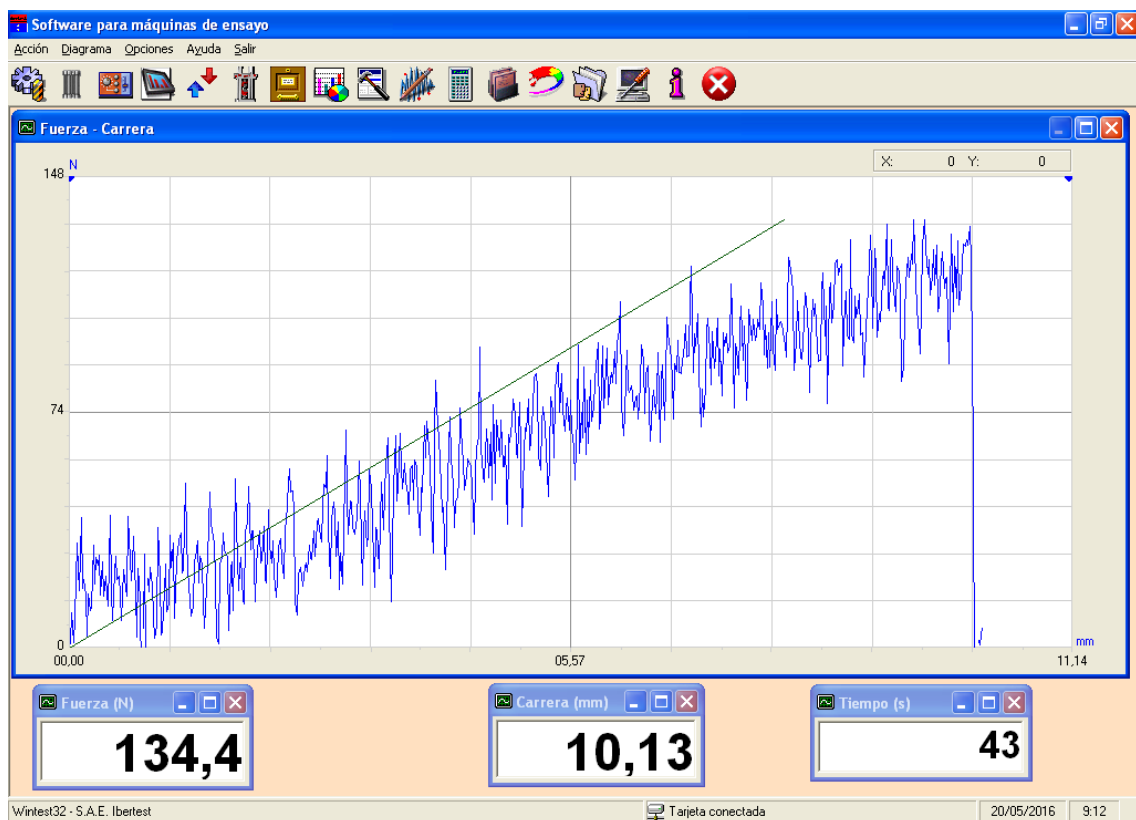


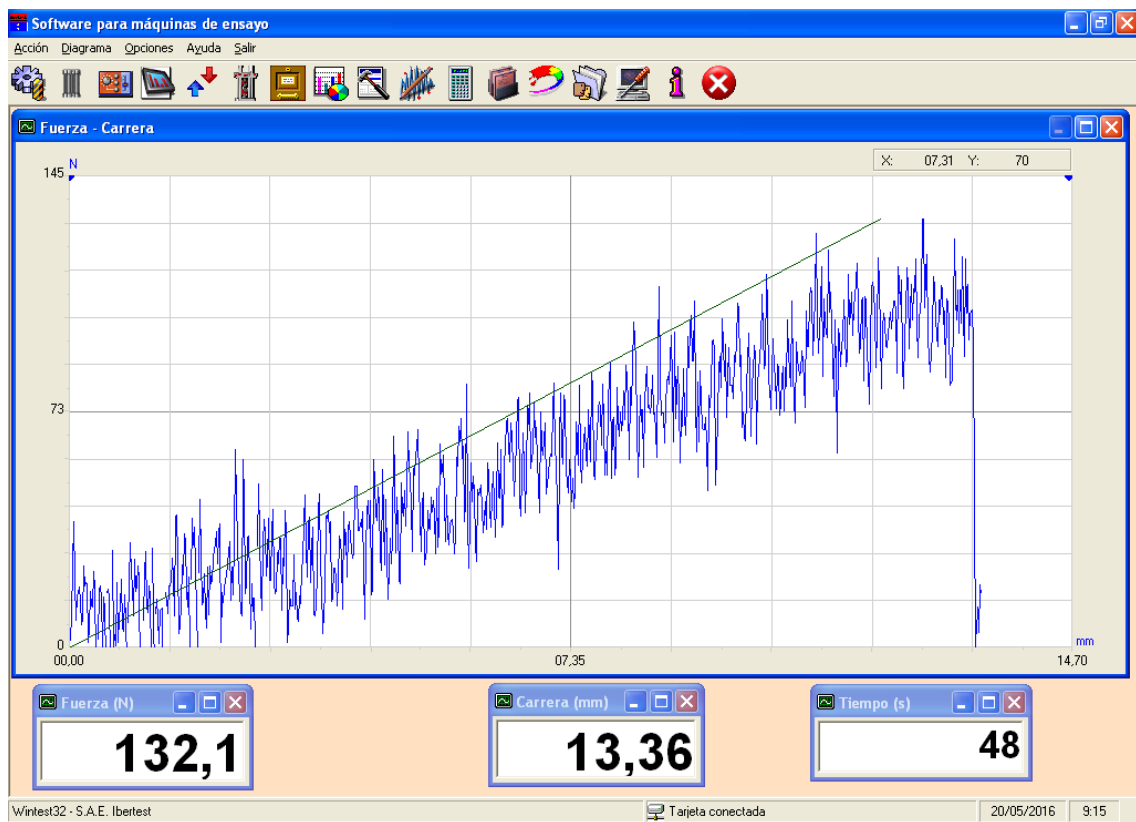
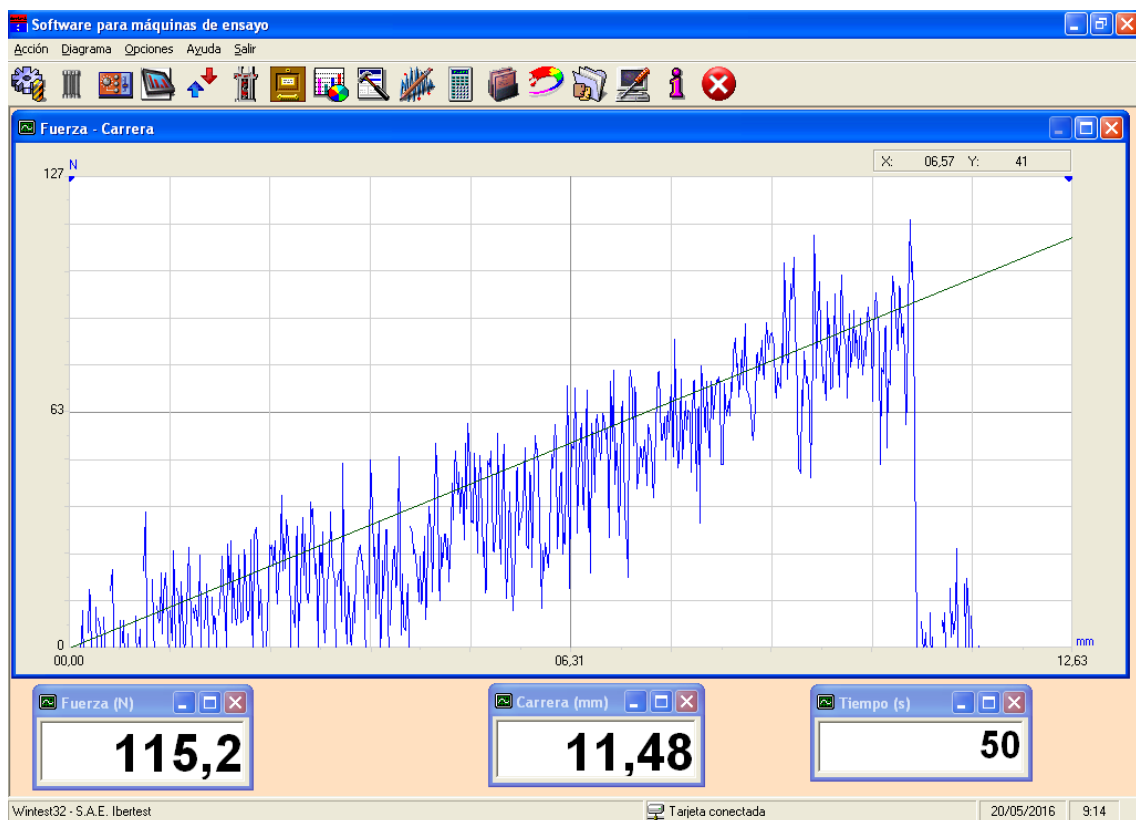


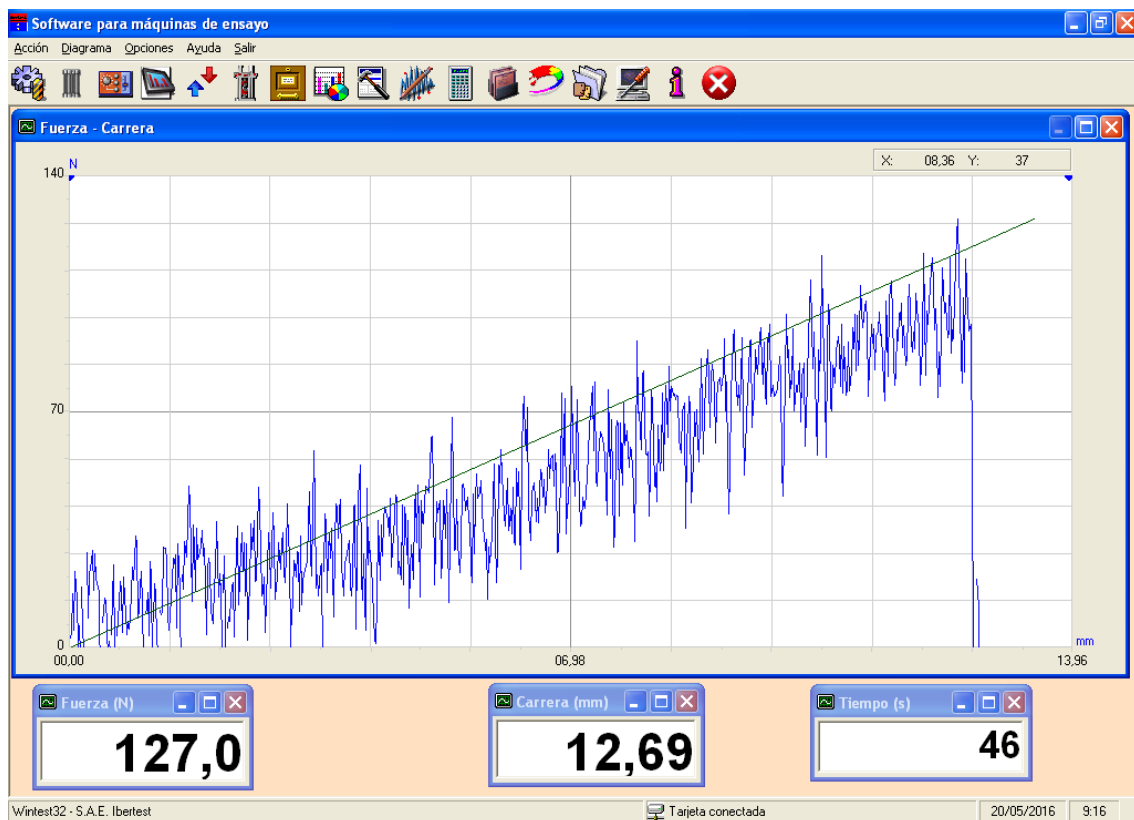
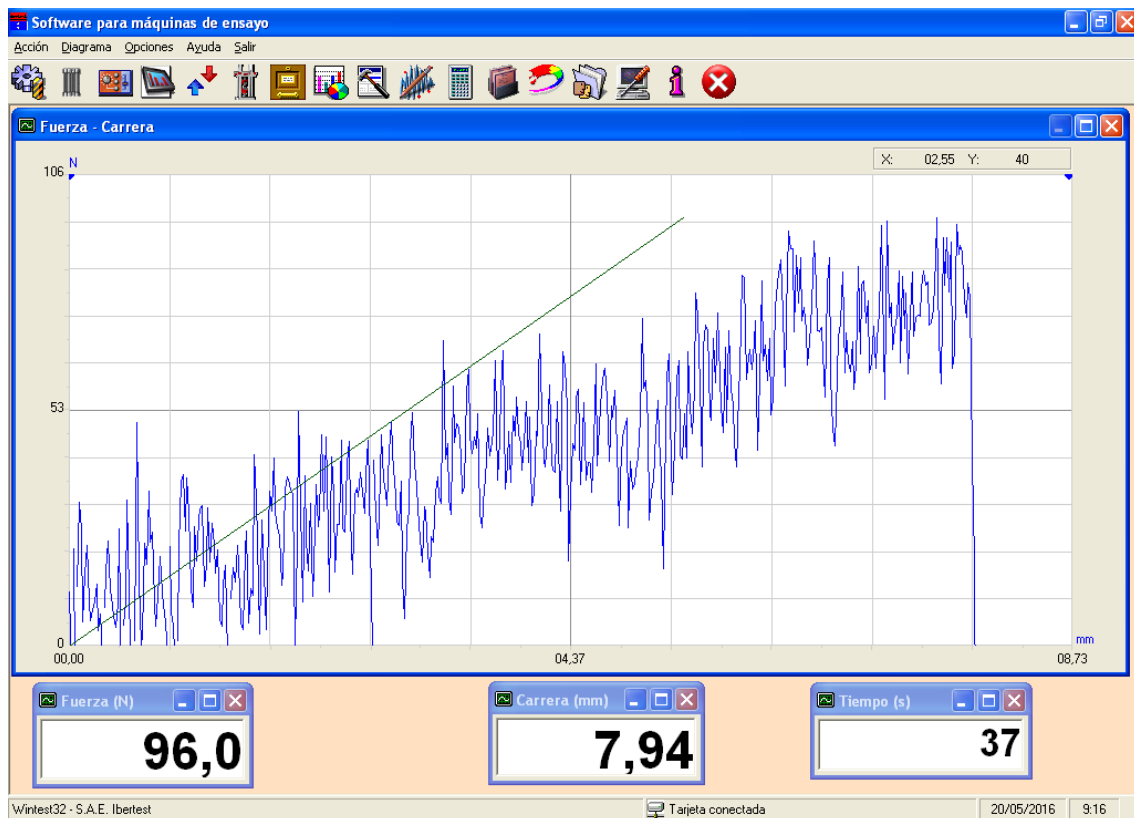


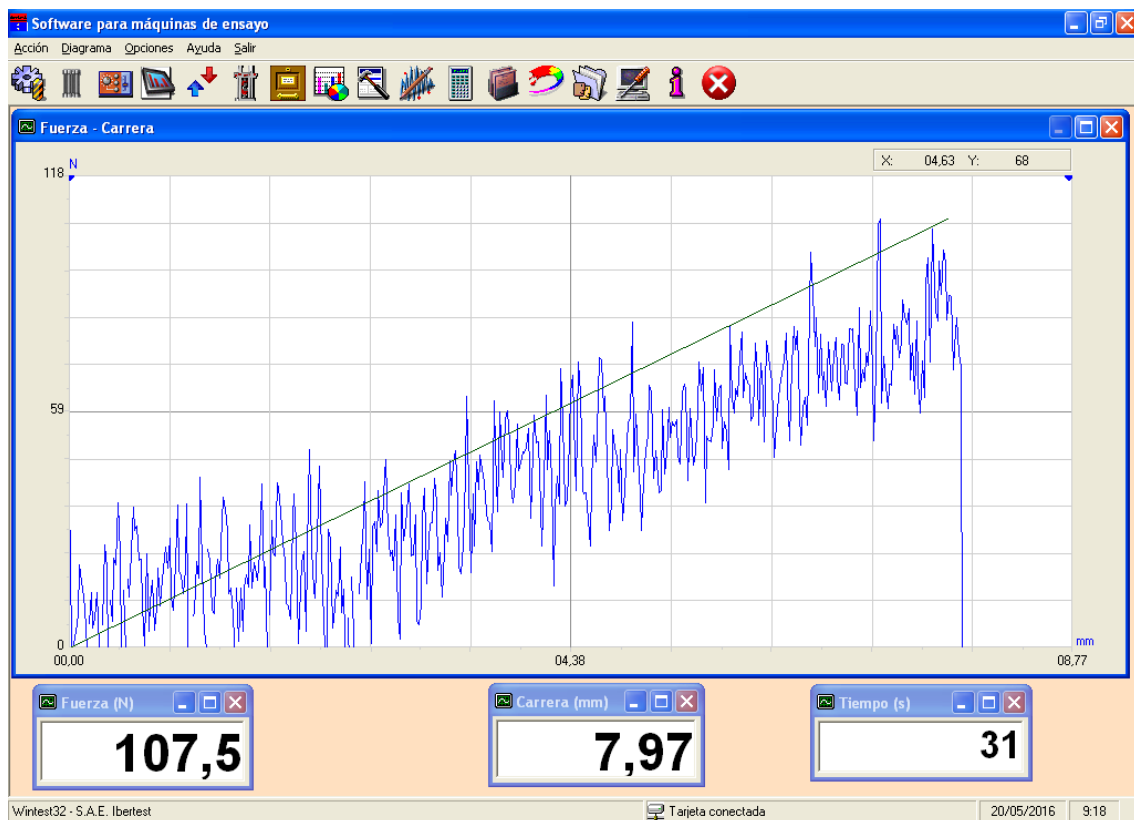
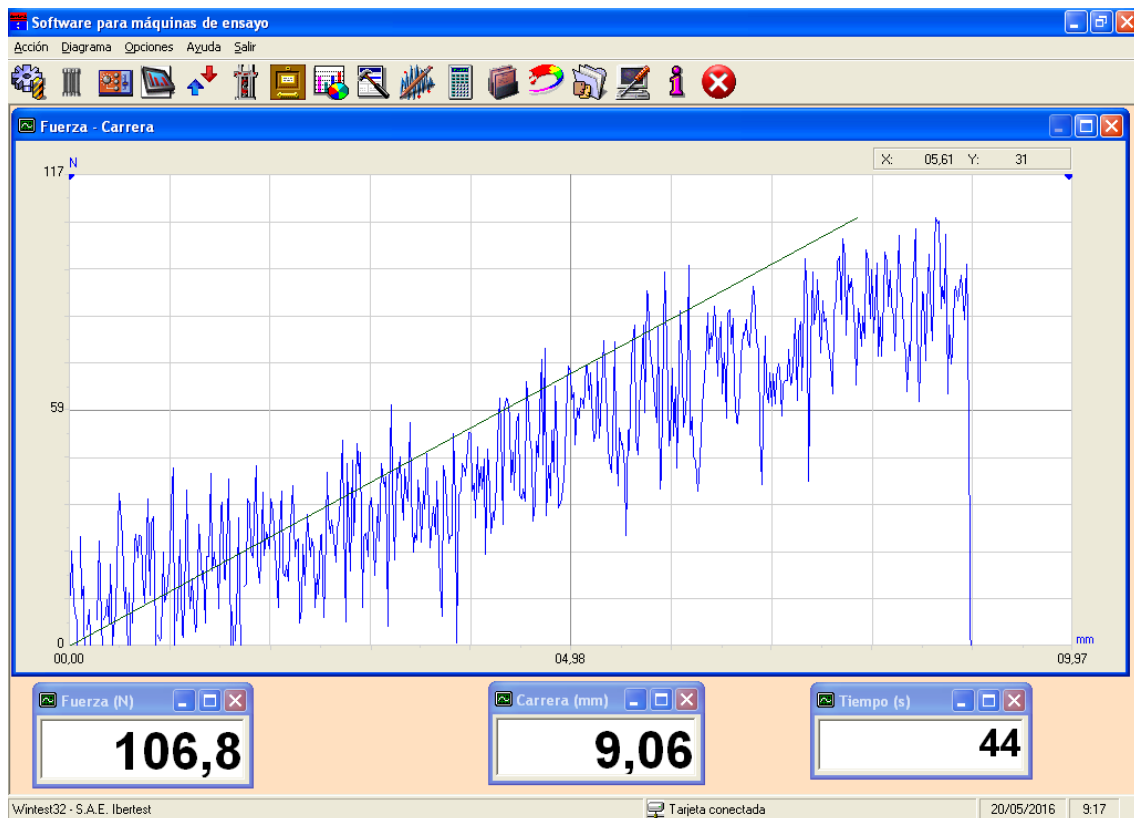


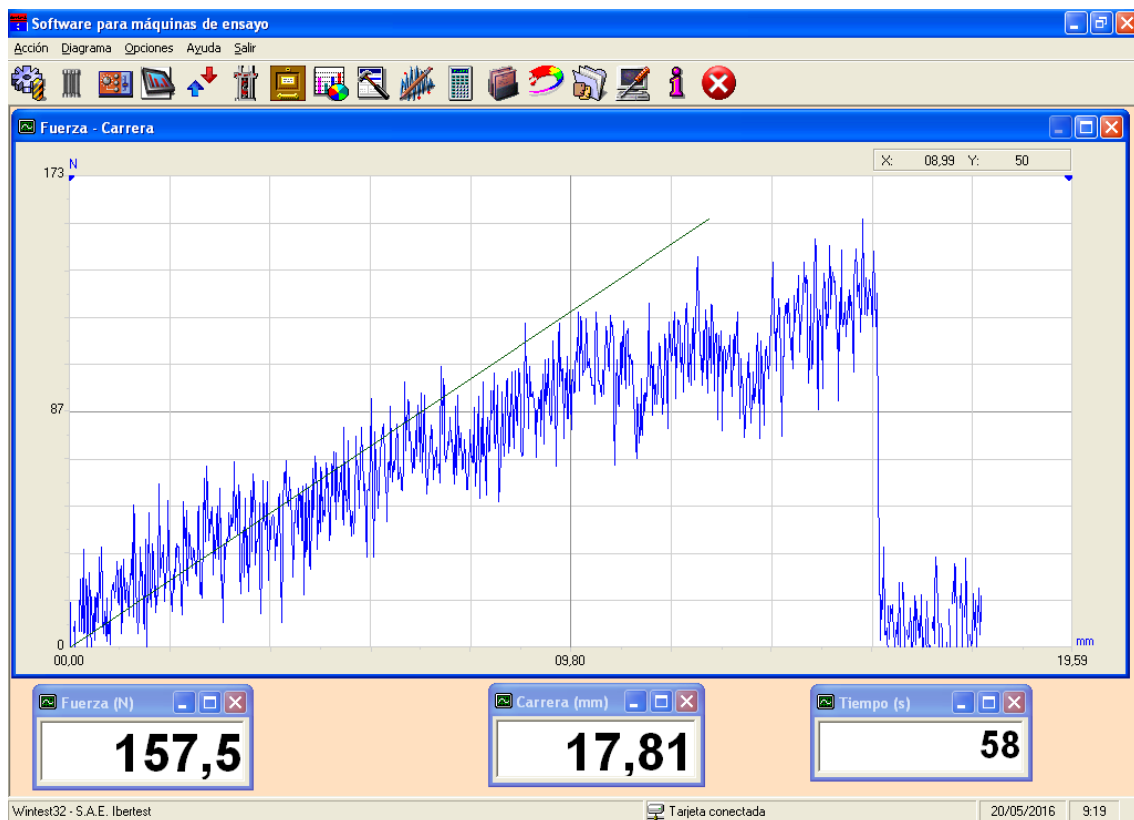
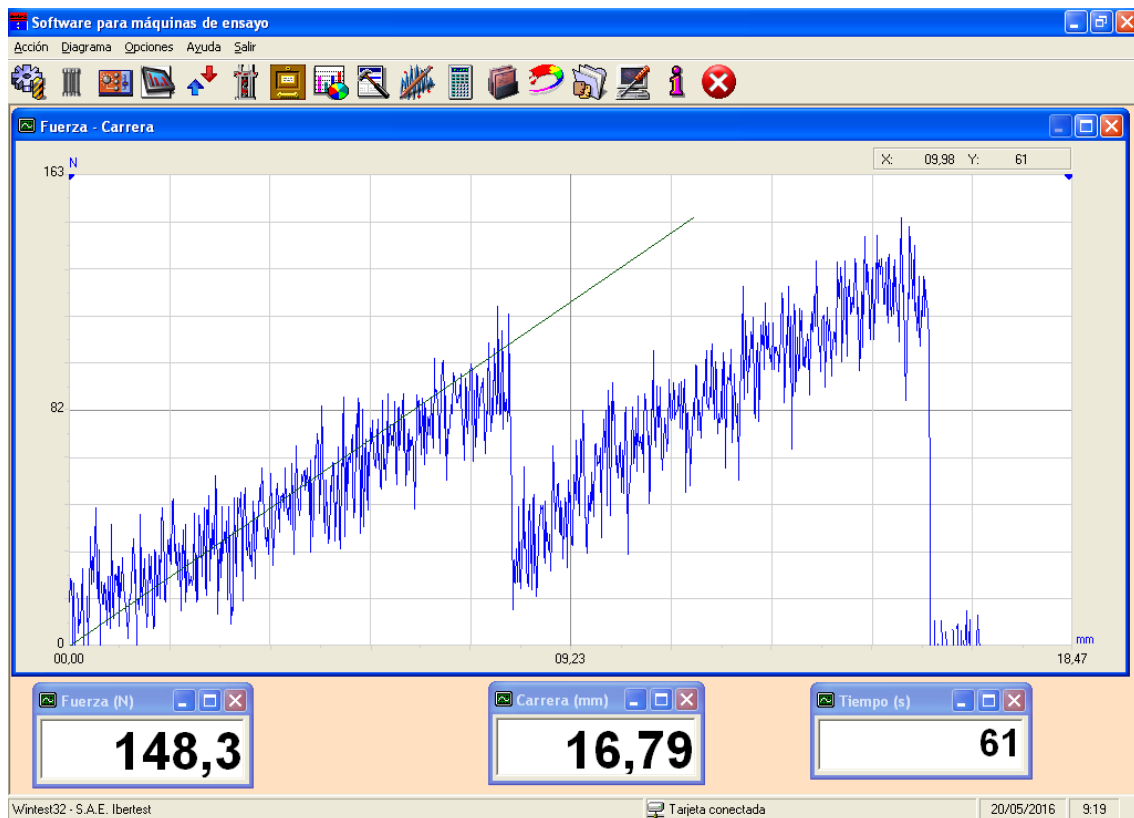


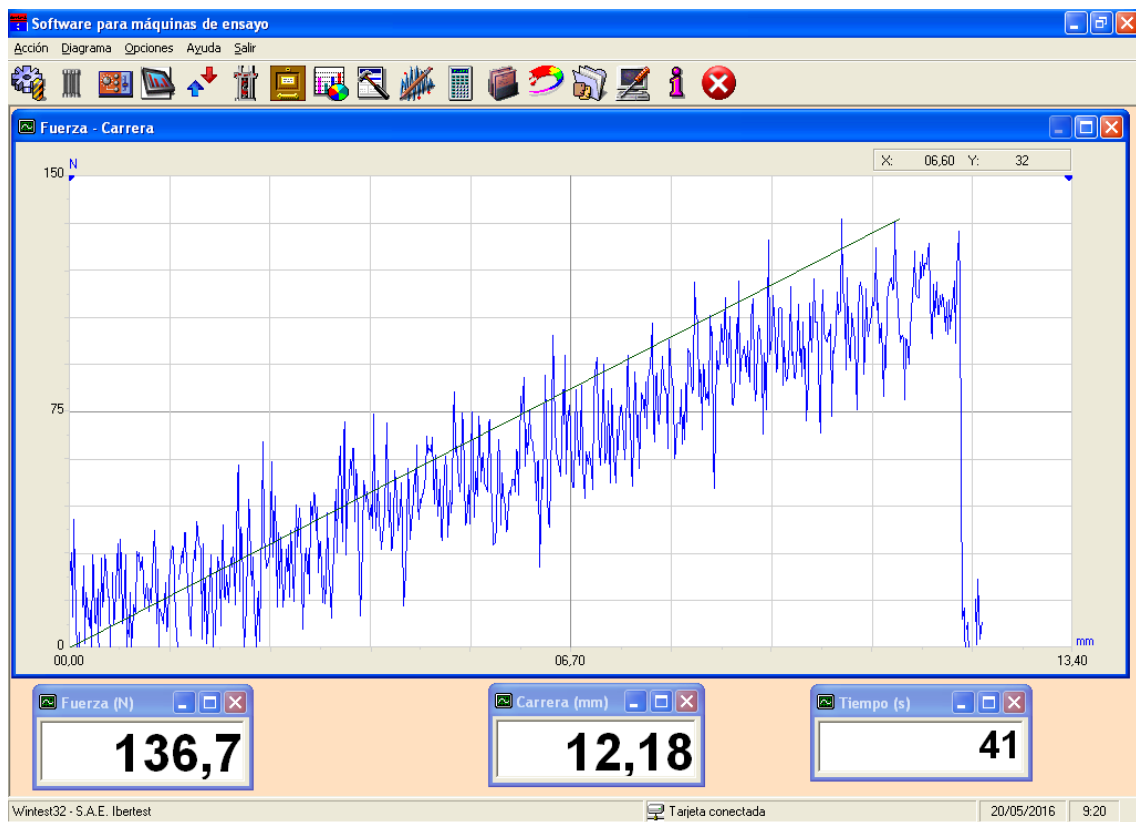
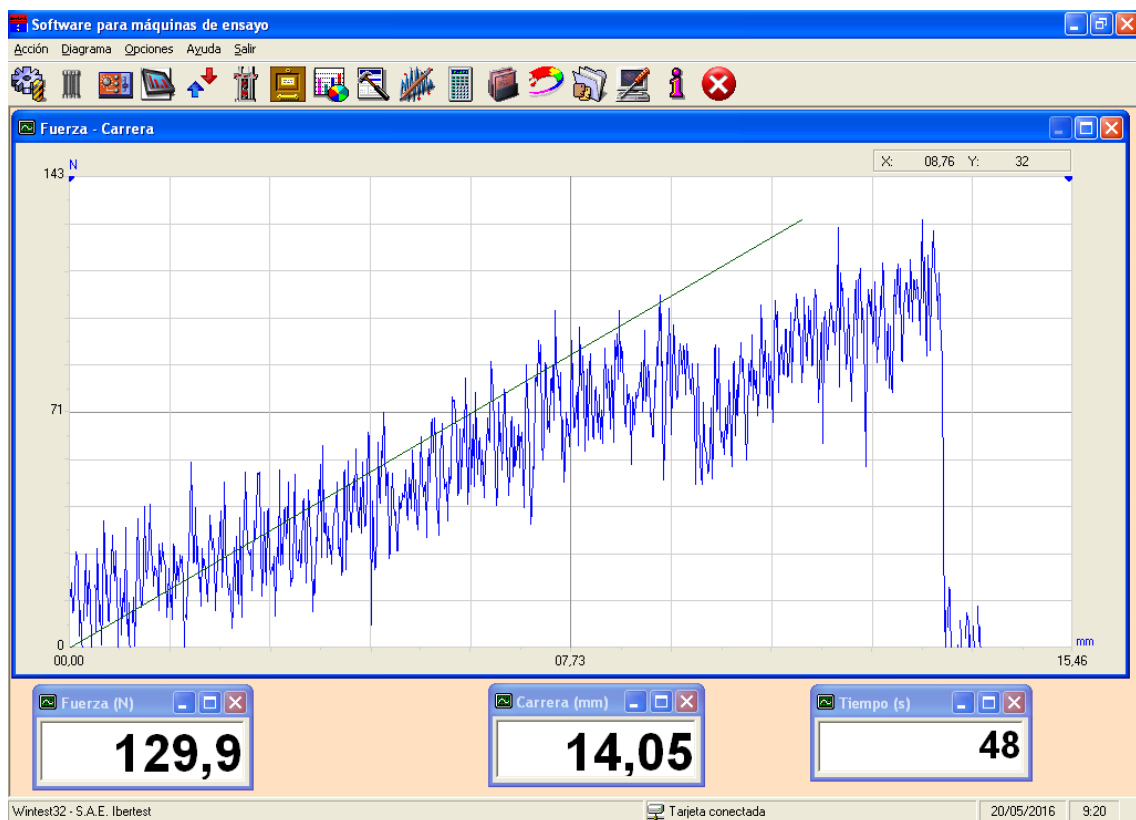












FOTOGRAFIAS TOMADAS POR EL ESTERESOCOPIO:

